

HANDICAP 2000

Nouvelles technologies :

Assistance technique aux handicaps moteur et sensoriel

PARIS - Porte de Versailles
15 - 16 Juin 2000

Organisée par
l'Institut Fédératif de Recherche sur les Aides Techniques pour personnes Handicapées
IFRATH : www.lasc.univ-metz.fr/ifrath



HANDICAP 2000

Nouvelles technologies :

Assistance technique aux handicaps moteur et sensoriel

PARIS - Porte de Versailles
15 - 16 Juin 2000

Organisée par
l'Institut Fédératif de Recherche sur les Aides Techniques pour personnes Handicapées
IFRATH : www.lasc.univ-metz.fr/ifrath



HANDICAP 2000

Nouvelles technologies :

Assistance technique aux handicaps moteur et sensoriel

PARIS - Porte de Versailles
15 - 16 Juin 2000

Organisée par
l'Institut Fédératif de Recherche sur les Aides Techniques pour personnes Handicapées
IFRATH : www.lasc.univ-metz.fr/ifrath

Organisation

Président honoraire

J.P. Didier - GERSH Université de Dijon

Comité d'organisation

Présidents

E. Colle – CEMIF Université d'EVRY
C. Rose – AFM EVRY

Membres

J.P. Gaillard - LPE Université de Rennes
P. Gorce - LPM/LGMPB Paris XI
P. Hoppenot - CEMIF Université d'EVRY
A. Roby-Brami - CREARE-INSERM U483
J.M. Toulotte - I3D Université de Lille
J.L. Miramand - LPM/LGMPB Paris XI

Comité scientifique

Président

A. Pruski - LASC Université de Metz

Membres

R. Aissaoui - Ecole Polytechnique de Montreal
C. Ammi - INT Evry
E. Brangier - Pergolab Université de Metz
R. Chatilla - LAAS CNRS de Toulouse
P. Coiffet - LRP-CNRS Paris
E. Colle - CEMIF Université d'EVRY
J.P. Didier - GERSH Université de Dijon
J.P. Gaillard - LPE Université de Rennes
P. Gorce - LPM/LGMPB Paris XI
H.H. Kwee - IRv Institute Netherland
F.X. Lepoutre - LAMIH Valenciennes
B. Lesigne - CEA Fontenay-aux-Roses
P. Millot - LAMIH Valenciennes
M. Neboit - INRS Nancy
R. Patesson - CREATIC Université de Bruxelles
F. Pelisse - CERAH Woippy
M. Pifferi - Orthomedical 3S
P. Rabardel - Paris 8
A. Roby-Brami - CREARE-INSERM U483
J.C. Sperandio - Paris 5
J.M. Toulotte - I3D Université de Lille
A. Triomphe - INSERM U941

Contacts

Comité d'organisation

Etienne Colle
Universite Evry Val d'Essonne - CEMIF
40 rue du Pelvoux
CE1455 Courcouronne
F-91020 EVRY Cedex
Email : ecolle@cemif.univ-evry.fr
Tél : 01 69 47 75 57

Comité scientifique

Pierre PINO
LASC – UNIVERSITE de METZ
Ile du Saulcy
BP 80794
F-57012 METZ Cedex 1
Email : pierre.pino@lasc.univ-metz.fr
Tél : 03 87 54 70 87

Préface

Réduire le handicap, favoriser le processus de réinsertion et ou de réintégration au domicile, restaurer le meilleur niveau possible de qualité de vie, constituent les objectifs fondamentaux de la démarche de Réadaptation. Dans ce cadre l'ingénierie et plus généralement le génie biologique et médical peuvent fournir des outils particulièrement efficaces. Il en est ainsi de la robotique .

Plusieurs interprétations ont été élaborées depuis bientôt une vingtaine d'années notamment dans le but de compenser les incapacités motrices graves. Aucune des solutions proposées n'a véritablement débouché sur une pratique validée et la commercialisation de produits régulièrement utilisés. De nombreux facteurs sont susceptibles d'expliquer cette situation. Les uns tiennent à la complexité des systèmes, nécessitant un apprentissage et une maintenance difficile à mettre en œuvre. Les autres concernent le coût excessif rapporté à un marché étroit. Enfin, l'acceptation au plan psychologique n'est pas immédiatement acquise comme en témoigne les études pluricentriques conduites sur un effectif suffisamment représentatif.

Il était intéressant dans ce contexte de revoir l'ensemble du problème aussi bien en ce qui concerne l'évolution des matériels, les progrès dans la conception des interfaces homme-machine et l'évaluation des produits et des procédures proposées. Cet état des lieux était d'autant plus important à dresser que de nouveaux systèmes d'aide à la communication permettent d'ouvrir des perspectives intéressantes de compensation des handicaps d'origine sensorielle.

L'organisation de la conférence Handicap 2000 durant le salon Autonomic 2000 répond à ce souci tout en envisageant l'indispensable dimension européenne. En tant que coordinateur du Réseau Fédératif de Recherche sur le Handicap, je remercie tout particulièrement l'IFRATH d'avoir su organiser ces deux journées en proposant deux sessions plénières et une table ronde, qui devraient permettre une mise au point de grande qualité.

Je remercie également tout ceux qui ont répondu à son appel en acceptant de présenter l'essentiel des résultats de leurs recherches. La qualité des intervenants, la diversité de leur discipline d'origine et le travail réalisé par le comité d'organisation sont les garanties d'un succès annoncé.

Jean-Pierre Didier
Président d'honneur de Handicap 2000

Préface



Le domaine de l'assistance technique au service des personnes handicapées est relativement récent. C'est un domaine complexe nécessitant des efforts de recherche, de transferts de technologie, de communication de l'avancement des recherches et d'information des personnes handicapées. La diversité des aides techniques implique une approche pluridisciplinaire sollicitant différents organismes de recherche.
Il apparaît qu'une forte demande sociale s'exprime dans le sens d'une application des nouvelles technologies qui par des solutions innovantes mises au service de l'homme redonne une place dans la société aux personnes handicapées ou âgées. La recherche technologique se doit de répondre aux attentes de ceux qui parmi la population peuvent tirer le plus grand bénéfice des aides techniques pour améliorer leur réinsertion sociale, économique, leur épanouissement et leur bien-être.
Cependant le domaine des aides techniques pour personnes handicapées, la dispersion des compétences, l'absence de coordination et le manque de visibilité des actions de recherche est préjudiciable. En vue de favoriser les synergies, de mieux identifier les besoins et les compétences, et de les rapprocher, il a été créé un groupement de compétences auquel participe un ensemble de laboratoires universitaires, des associations d'utilisateurs et professionnel du domaine du handicap.

Ce groupement dénommé " Institut Fédératif de Recherche sur les Aides Techniques pour Personnes Handicapées " (IFRATH) a pour missions :

- de regrouper des chercheurs, industriels, professionnels et utilisateurs du domaine des aides techniques pour personnes handicapées,
- de favoriser l'avancement des recherches technologiques et méthodologiques se rapportant aux différents handicaps physiques et sensoriels,
- de promouvoir des idées nouvelles relatives à l'assistance technologique aux handicapés physiques et sensoriels,
- de constituer un centre de ressources intellectuelles,
- de contribuer au développement de la synergie des recherches scientifiques et techniques dans les secteurs précités,
- d'établir des relations avec des organismes et groupements scientifiques nationaux et internationaux menant des actions dans le domaine couvert par l'IFRATH,
- d'orienter les demandes vers les compétences,
- d'initier des collaborations par l'organisation de réunions thématiques,
- de créer des liens de solidarité entre ses membres.

La conférence Handicap 2000 est la première manifestation organisée par l'IFRATH. Son but est de diffuser l'état actuel des recherches dans le domaine et de favoriser la rencontre de chercheurs, industriels et utilisateurs afin de confronter l'état de l'art avec les besoins.

IFRATH

Sommaire

Session I - III : Communication 79

Session II - I : Interfaces Homme - Machine 117

Session II - II : Evaluation - Ergonomie - Apprentissage 149

Session II - III : Handicap visuel 175

Table Ronde 195

Index des Auteurs 201

Session I - I

Robotique d'assistance

Robotique d'assistance aux personnes handicapées

Philippe HOPPENOT, Etienne COLLE

CEMIF-LSC, université d'Evry, 40 rue du Pelvoux, 91020 Evry cedex, France.
Courriel : hoppenot@cemif.univ-evry.fr, ecolle@cemif.univ-evry.fr

RESUME

Le domaine d'application d'un système robotisé d'assistance à une personne handicapée a priori destiné à restaurer la fonction manipulation peut être étendu à d'autres services comme "aller voir dans une autre pièce" ou encore "aller explorer l'environnement". Pour concevoir un tel système constitué d'un véhicule porteur d'un bras manipulateur nous avons adopté une démarche incrémentale. Dans le domaine de la robotique, un compromis a été recherché entre la complexité des moyens de perception et de traitement de la machine et ses capacités d'autonomie. Chaque fonction nécessaire au déplacement du véhicule a été évaluée afin de déterminer ses limites. En partant de cette connaissance et du fait que la personne doit être impliquée dans la mission "lui rendre un service", une coopération homme-machine (CHM) a été développée dont les modes de commande sont la partie visible. Dans les différents modes de commande il y a répartition des tâches entre la personne et la machine pour réaliser les fonctions nécessaires au déplacement du véhicule. Les performances de la CHM sont évaluées dans deux types d'expérience.

MOTS CLES : Assistance aux personnes handicapées, robotique mobile, Coopération Homme-Machine.

INTRODUCTION

Le principal objectif de la robotique de réhabilitation est de restaurer complètement ou partiellement la fonction de manipulation en plaçant un bras manipulateur entre l'utilisateur et son environnement. Trois configurations de systèmes robotisés peuvent être considérées : le bras manipulateur fixé à une table (Master : Manipulator Autonomous at Service of Tetraplegics for Environment développé par le CEA et industrialisé par EPI-RAID, [1]), le bras embarqué sur un fauteuil roulant (bras Manus sur un fauteuil roulant) ou monté sur un véhicule autonome ou semi-autonome (URMAD : Mobile Robotics Unit for the Assistance to the Disabled, [2]). Cette dernière configuration permet, d'une part, de couvrir le champ d'utilisation des deux premières et élargit le domaine des utilisateurs à des personnes sévèrement handicapées ou clouées au lit. La grande adaptabilité de cette solution se paye par un accroissement de la complexité du système dû à la nécessité de le doter d'une certaine autonomie notamment pour le déplacement du véhicule. D'autre part, le véhicule peut se trouver dans une autre pièce que la personne. Généralement, l'ajout d'une caméra embarquée sur le robot permet de renvoyer à l'utilisateur une image vidéo ; on parle de vision indirecte. Si on considère le système robotisé comme constitué du véhicule portant un bras manipulateur et une caméra orientable en site et azimut, le domaine d'application peut aller au delà de la restauration de la fonction manipulation en permettant à la personne de se déplacer virtuellement dans son appartement grâce à la caméra mobile. Par exemple, l'utilisateur envoie le robot "voir" quelle personne se trouve dans la pièce d'à côté, explorer un lieu inconnu ou encore rechercher un objet dans l'appartement.

La conception d'un bras manipulateur embarqué sur un véhicule fait appel à deux principaux domaines de recherche. La robotique a pour but de donner le maximum d'autonomie au système. Le principe retenu ici est de trouver le meilleur compromis entre la complexité des moyens de perception et de traitement du robot et ses capacités d'autonomie afin de réduire les coûts. On admet que le système ne sache pas tout faire et que certaines tâches sont réalisées en collaboration avec l'utilisateur. C'est le concept de semi-autonomie.

Le deuxième thème de recherche du projet, la coopération homme machine, cherche à pallier les limites du système d'assistance en partant du principe que l'homme et la machine possèdent chacun des capacités de perception, de décision et d'action. Le service à la personne est rendu en choisissant au mieux suivant certaines conditions les capacités de l'un ou de l'autre. Déterminer les conditions pertinentes et les modalités de contribution de l'homme et de la machine à la réalisation de la tâche est un des points clés à résoudre. Cependant l'utilité majeure de la coopération est de faire en sorte que le système ne fasse pas à la place de l'utilisateur mais qu'il soit impliqué dans la tâche en cours. Le degré d'implication de la personne dépend de différents facteurs qu'on peut catégoriser : humain (la fatigue, …), système (incapacité de réaliser une action, …), tâche (intéressante, répétitive, …). La mise en place de la coopération est un problème difficile qui est encore à l'heure actuelle traité au cas par cas.

Ce papier est organisé en deux chapitres. Le premier traite de l'autonomie apportée par la robotique et évalue les limites du système véhicule. Le déplacement d'un robot mobile fait appel à trois fonctions : la planification qui définit la trajectoire pour aller d'un point source vers un point destination, la navigation qui assure le suivi de la trajectoire malgré des perturbations telles que la présence d'obstacles et la localisation qui calcule la position et l'orientation de la base mobile. C'est de loin la fonction la plus complexe. Le deuxième chapitre s'intéresse à la coopération homme machine appliquée au déplacement du véhicule dans un appartement. L'intervention humaine est possible dans chacune des fonctions : planification, navigation et localisation. L'efficacité de la coopération a été évaluée au travers d'une expérience de déplacement du véhicule dans un appartement. L'opérateur bénéficie de modes de commande manuel, semi-automatique et automatique.

AUTONOMIE DE LA BASE MOBILE

La première phase du travail consiste à étudier l'autonomie que la base mobile peut atteindre avec la contrainte de faible coût imposée par l'application. Les capacités de perception de la base mobile sont alors limitées. Trois types de tâches doivent être réalisés pour réussir une mission de déplacement vers un objet donné. La planification trouve un chemin pour se rendre au but voulu. Une connaissance préalable de l'environnement est requise. La navigation suit le chemin déterminé par la planification. En particulier, certains objets (les chaises par exemple) ne peuvent pas être modélisés car leur position dans l'environnement n'est pas fixe. Ils peuvent alors se trouver sur la trajectoire planifiée et doivent être évités par le robot. La localisation de la base mobile est indispensable aux deux tâches précédentes. Avant de présenter les capacités d'autonomie de la base mobile pour chacune de ces tâches, une description des moyens de perception et d'action du robot est donnée.

Description du robot

La base mobile possède plusieurs systèmes de perception répartis en deux familles : les systèmes proprioceptif et extéroceptif. La première famille comprend l'odométrie qui calcule la position du robot de manière itérative à partir du mouvement des roues. Simple à mettre en œuvre, elle génère néanmoins une erreur non bornée sur la position.

La seconde famille comporte des capteurs à ultrasons qui donnent des renseignements sur l'environnement du robot. Ils sont utilisés pour l'évitement des obstacles (navigation) et la correction de l'erreur de position odométrique (localisation). Une caméra a été ajoutée pour le retour d'information du superviseur humain. La caméra n'est utilisée que dans la CHM et n'intervient pas actuellement pour l'autonomie du véhicule.

Pour évoluer dans l'environnement, le robot est motorisé par des composants du commerce utilisés dans les fauteuils roulants électriques (DX). Ce choix garantit la fiabilité de la commande et un suivi technique de la base mobile par les techniciens de maintenance de l'AFM. La base étant circulaire, les deux roues motrices permettent de réaliser tout type de trajectoire.

Planification

Dans un environnement connu, cette tâche a déjà fait l'objet de plusieurs études. Des solutions sont proposées dans [3] et [4]. Celle retenue pour le projet ARPH (Assistance Robotique aux Personnes Handicapées) consiste à générer un graphe de visibilité représentant tous les chemins possibles. Le chemin le plus intéressant est choisi grâce à l'algorithme A*. Il peut tenir compte de la longueur du chemin mais aussi de paramètres tels que l'encombrement supposé d'une pièce ou une meilleure réponse des capteurs.

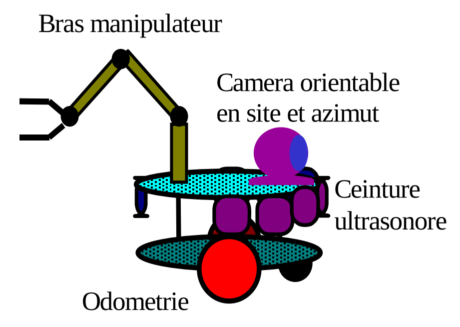


Figure 1 : *Description de la base mobile.*

Navigation

A partir de la liste des points de passage établie par l'étape de planification, la navigation conduit le robot à sa destination. Si l'environnement est totalement modélisé et que le système de localisation est suffisamment précis, le suivi de la trajectoire planifiée est simple. En effet, elle emprunte un chemin libre. En revanche, si l'environnement n'est pas totalement modélisé ou si le système de localisation est défectueux, des obstacles imprévus peuvent se trouver sur la trajectoire du robot. Pour les éviter, il faut dans un premier temps les détecter. Les capteurs à ultrasons placés en ceinture autour du robot donnent des informations de distance du robot à ces obstacles. De là, différentes techniques sont proposées dans la littérature. Une première consiste à remettre à jour la connaissance sur l'environnement à partir des données extéroceptives et à planifier à nouveau une trajectoire ([5]). Cette méthode est lourde, coûteuse en temps et en moyen de perception. La technique des champs de potentiel est très répandue pour la navigation ([6]). Le but à atteindre crée une force attractive. Les objets de l'environnement et les obstacles perçus créent des forces répulsives. Cet ensemble de forces guide le robot. Le défaut majeur de cette méthode reste les minima locaux. Borenstein utilise des grilles d'occupation mises à jour en ligne pour l'évitement des obstacles ([7]). Les systèmes à base de règles floues sont aussi utilisés pour la navigation. A partir d'un petit nombre de règles de type "si la distance à

droite est grande et la distance à gauche est petite alors aller vers la droite", l'évitement des obstacles est assuré ([8]). Cette dernière méthode est utilisée dans le projet ARPH. Pour valider cette approche, le contrôleur flou a été implanté sur deux robots différents : l'un de dimension maximale 40 cm avec des capteurs à ultrasons, l'autre de dimension maximale 5 cm avec des capteurs à infrarouge. Les résultats présentés dans [9] montrent que la méthode est robuste aux mesures aberrantes et au changement de caractéristiques de la base mobile (dimension et capteur).

Localisation

Il existe deux grandes familles de localisation ([10]). La localisation relative permet de déterminer la position courante d'un robot mobile en fonction des positions antérieures et de la mesure des ses déplacements. Simple à mettre en œuvre, elle présente un inconvénient majeur : à cause de sa définition même (fonctionnement incrémental), l'erreur de position n'est pas bornée. La localisation absolue permet de déterminer la position courante du robot mobile grâce à des mesures effectuées sur des repères de position connue. Plus lourde et plus complexe à mettre en œuvre elle présente néanmoins l'avantage de donner la position avec une erreur bornée. Chacune des familles a donné lieu à différents travaux présentés dans [11].

L'objectif dans le projet ARPH est la localisation dans un environnement partiellement connu avec présence d'obstacles à l'aide d'un système de perception limité à un odomètre et une ceinture ultrasonore. L'odométrie est connue pour présenter une erreur systématique, dérive fonction de la distance parcourue, et une erreur non-systématique donc imprévisible due à un glissement ou un patinage des roues ([7]). La technologie ultrasonore est généralement limitée à la proximétrie de par ses caractéristiques métrologiques moyennes : une résolution longitudinale moyenne, une résolution latérale faible et un taux de mesures aberrantes élevé. Ces conditions difficiles nous ont amenés à hiérarchiser la fonction localisation en trois niveaux de comportement adaptés aux différentes situations envisageables : localisation automatique en ligne, localisation automatique hors ligne, coopération homme-machine. Chaque comportement fait appel à des algorithmes particuliers, peu sensibles au fort taux de mesures aberrantes et à la présence d'obstacles par définition non modélisés. Tant que la situation est jugée normale, le robot connaît approximativement sa position et son orientation. L'odométrie remet à jour, en ligne, cette dernière information sous la surveillance du système ultrasonore. Les résultats ([12]) montrent que la fonction reste opérationnelle jusqu'à une erreur systématique de l'odométrie de l'ordre de 4% en présence d'un ou deux obstacles.

Quand le système se juge perdu, la décision pouvant être prise en collaboration avec l'opérateur humain, une procédure automatique de localisation hors ligne est activée. Il s'agit de trouver la position du robot à partir d'un relevé panoramique ultrasonore comparé avec la connaissance a priori de l'environnement. Les résultats présentés dans [13] montrent une réussite de localisation de 95% dans une pièce rectangulaire avec obstacle. Le dernier niveau correspond à l'intervention de la personne. Elle est présentée dans le paragraphe "coopération homme-machine".

Discussion

Au vu des résultats obtenus, les tâches de planification et de navigation sont opérationnelles pour le projet ARPH. Deux voies peuvent néanmoins être encore explorées. En planification, l'algorithme A* n'intègre que la distance à parcourir comme critère de choix. D'autres paramètres peuvent être pris en compte. L'encombrement supposé d'une pièce, déterminé par l'opérateur ou les missions précédentes, peut pénaliser certaines zones voire les interdire complètement. Le passage près de certains objets caractéristiques ou l'évitement de zones, où la réponse des capteurs ultrasons est dégradée, est une des voies pour favoriser la localisation en cours de la mission. Parallèlement des études sont poursuivies sur la technologie ultrasonore pour augmenter leur performance pendant la navigation.

Quant à la localisation, des difficultés persistent. L'odométrie et les capteurs à ultrasons ne sont pas suffisants pour obtenir une localisation automatique de bonne qualité. Deux directions sont envisagées pour pallier ce déficit. En ligne, l'utilisation d'autres capteurs est à l'étude. L'orientation étant un paramètre important (il influence aussi la position en x et y), un gyromètre est prévu. La caméra présente pour le retour d'information à l'utilisateur peut aussi apporter des informations. Une fusion entre ces différentes données devrait améliorer les résultats. Hors ligne, la coopération avec le superviseur humain est envisagée. La désignation grâce à la caméra d'objets modélisés qui joueraient le rôle d'amers, permettra par triangulation de déterminer la position et l'orientation du robot.

COOPERATION HOMME-MACHINE

Le système d'assistance est composé du véhicule muni d'un bras manipulateur et d'une station de contrôle-commande qui permet à la personne de gérer la mission (Figure 2). L'objectif de la mission est de rendre un service à la personne, par exemple aller chercher un objet, aller voir ou aller explorer, via une coopération homme machine. Les modes de commande du véhicule sont la partie émergée de la CHM. Le degré d'implication de l'utilisateur est variable suivant le mode ; faible en mode automatique jusqu'à total en mode manuel. Connaissant les capacités d'autonomie du véhicule pour les trois tâches nécessaires à son déplacement, trois différents modes de commande ont été élaborés. La table 1 résume pour chacun la répartition des sous-tâches entre l'homme et la machine lors de

l'exécution des tâches planification, navigation et localisation.

Mode de commande	**Planification**	**Navigation**	**Localisation**	
Mode 1	Choix du but : homme Calcul du chemin : machine	Supervision : homme Contrôle-commande : machine	En ligne : machine Supervision : homme	Hors ligne : CHM
Mode 2	Choix but : homme Auto-suivi : par la caméra : machine	Supervision : homme Contrôle-commande : machine	En ligne : machine * Supervision : homme	Hors ligne : CHM
Mode 3	Contrôle-commande : homme	Contrôle-commande : homme (assisté par la machine)	En ligne : machine * Supervision : homme	Hors ligne : CHM

1) CHM : Coopération Homme-Machine *2) * : La fonction peut être désactivée.*

***Table 1 :** Différents modes de commande pour les différentes tâches.*

Les modes sont d'abord décrits puis évalués expérimentalement.

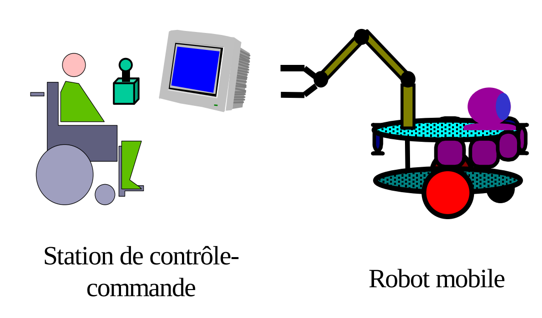
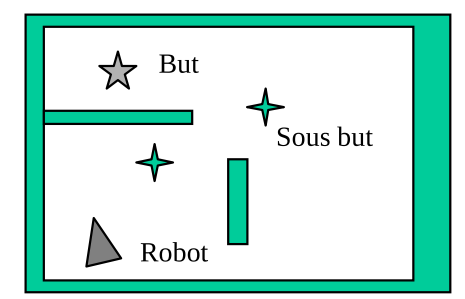


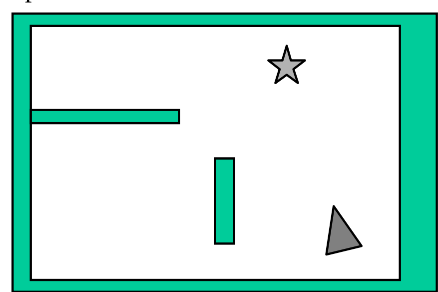
***Figure 2 :** Architecture du système d'assistance.*

Planification

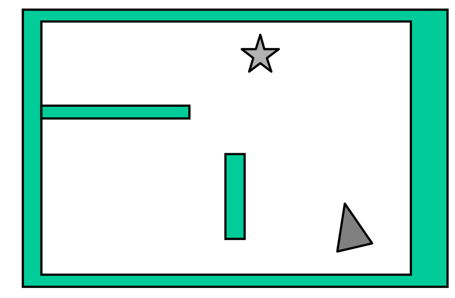
Pour cette première tâche, l'homme et la machine ont la capacité de déterminer le chemin à suivre pour atteindre un but donné. Dans tous les modes, c'est l'homme qui définit le but (Figure 3). En mode 1, la désignation du but peut être de bas niveau (pointage sur un plan de l'environnement) ou de haut niveau par exemple désignation de la télévision. L'algorithme définit des points de passage, l'opérateur pouvant en imposer certains. Dans le mode 2, la personne pointe le but à l'aide de la caméra qui reste centrée sur l'objet grâce à sa fonction d'auto-suivi. Le robot avance dans la direction pointée par la caméra. C'est un comportement proche de celui d'une personne se dirigeant vers un objet qu'elle recherche. En mode 3, la planification est réalisée en ligne par l'opérateur, qui pilote manuellement le robot, en fonction du retour vidéo.



Mode 1 : La personne définit le but sur le plan.



Mode 2: La personne définit le but sur l'image vidéo. La caméra utilise sa fonction de suivi d'objet.



Mode 3: La personne téléopère le robot. La caméra est utilisée comme retour d'information.

***Figure 3 :** Planification en fonction des modes de commande*

Navigation
De même que pour la planification, l'homme et la machine possèdent la capacité de suivre le chemin défini précédemment. Dans les modes 1 et 2 le véhicule se charge du suivi automatique avec évitement d'obstacles. L'opérateur garde un rôle de supervision. Dans le mode 3, la personne pilote directement le robot. La navigation est réalisée par l'opérateur en fonction des informations dont il dispose : position du robot donnée par l'odométrie et mesures des capteurs à ultrasons sur l'écran de contrôle, vision directe dans le cas où le robot est dans la même pièce que la personne et vision indirecte via une image caméra dans le cas contraire. L'opérateur est totalement maître du déroulement de la mission.

Localisation
Dans le cas de cette tâche, l'utilisateur n'apporte pas les mêmes compétences que la machine notamment en terme de précision mais aussi de capacités de perception et de décision. En fonctionnement normal, le véhicule connaît sa situation à l'intérieur de l'appartement de façon précise par les capteurs (cf chapitre autonomie). Mais cette fonction automatique n'est pas complètement fiable. Le robot n'a qu'une vue locale, incomplète et imprécise de son environnement. L'intervention de le personne peut être de différents ordres : i) détection d'erreur, ii) apport d'une information approximative telle que "le robot est près du réfrigérateur", iii) participation au processus de localisation.

La coopération pour la localisation porte actuellement uniquement sur la détection d'erreur de localisation en ligne. Une fois détectée, la localisation hors ligne est lancée. A partir des informations disponibles (odométrie, mesures des capteurs à ultrasons et connaissance partielle de l'environnement), il faut déterminer si la position calculée en ligne du robot est la bonne. Deux sources d'erreurs doivent être considérées en référence à [7]. Une erreur systématique de l'odométrie induit une dérive de la position si le système de localisation en ligne n'est pas suffisant pour la corriger. Une erreur non systématique (un glissement par exemple) induit une erreur importante immédiate.

L'idée est de mesurer la cohérence entre les différentes données : si les mesures des capteurs à ultrasons prises de la position calculée du robot coïncident avec la connaissance de l'environnement, alors la position est correcte. En plus des informations brutes, un indicateur mesurant cette cohérence est retourné à l'opérateur. A l'aide de ces informations, l'opérateur doit définir i) si le robot est perdu ou non ii) de quel type d'erreur il s'agit, iii) la position du robot si celle calculée et erronée.

Evaluation
La coopération a été évaluée par deux expériences où des sujets ont été mis en situation réelle : la première afin de tester l'efficacité des modes de commande pour le pilotage du robot (planification et navigation), l'autre pour la détermination des erreurs de localisation. Les expériences ont été effectuées en collaboration avec le laboratoire de psychologie expérimentale de Rennes II. Les protocoles expérimentaux ont été définis en commun.

Evaluation des modes de commande
La mission consiste à aller chercher un objet et se placer devant dans un environnement composé de deux pièces. Cette spécification permet d'étudier deux types de mission en fonction d'un but visible ou non par l'opérateur. Une erreur de position initiale est introduite aléatoirement (un cas sur deux en moyenne) pour analyser la stratégie de l'opérateur (aucun diagnostic de localisation n'était ici demandé). En croisant ces deux variables on obtient des séries de quatre tests. Chaque sujet a effectué quatre séries de tests soit seize tests. Le premier constat est que les onze personnes qui ont testé le système ont toutes réussi à mener à bien les missions quelles que soient les conditions : les trois modes de commandes proposés sont suffisants pour piloter la base mobile. On note ensuite un effet d'apprentissage : le temps pour réaliser une mission diminue avec l'avancée dans les tests. Il est intéressant de remarquer que la durée d'une mission n'est pas fonction de l'erreur de position initiale ou non. Or, le mode 1 est assez peu utilisé car pas assez rapide aux dires des sujets. En fait, la position du robot n'est pas très utile dans les deux autres modes : le retour caméra suffit à l'utilisateur. On peut aussi noter que la durée de la mission n'est pas dépendante du but choisi (visible ou non) mais que le mode 2 est utilisé plus longtemps pour un objet invisible. Cela montre la pertinence de ce mode. En revanche, dans le cas d'un objet invisible, le nombre de modes utilisés est plus élevé ce qui s'explique par une mission plus complexe à réaliser. On peut enfin remarquer que l'utilisation du mode manuel est corrélée avec chacun des modes automatiques ce qui est révélateur des stratégies mises en places par les opérateurs.

Evaluation de la détection d'erreur de localisation
La détection des erreurs de localisation a été réalisée en deux temps. Une première série de tests a permis de déterminer les informations utiles. La seconde a mesuré l'intérêt de l'indicateur de cohérence fourni par le robot et la confiance des opérateurs dans leurs choix. Dans la première série de tests, trois sortes de trajectoires étaient proposées au sujet : i) avec une erreur de position initiale, ii) avec une erreur d'odométrie, iii) sans erreur. Le croisement de deux types d'informations, mesures des capteurs à ultrasons et mémoire de la trajectoire réalisée, a donné quatre retours d'information possibles. Les premiers essais ont fait ressortir qu'il n'y avait pas de différence entre les sujets valides et les sujets myopathes. Il semble donc envisageable d'améliorer la mise au point du prototype en l'évaluant avec des personnes valides avant de le proposer à des personnes handicapées pour une phase d'évaluation finale. Les

essais suivants ont montré que des experts obtiennent de meilleurs résultats que des novices : un apprentissage du système est donc possible. Pour les derniers essais une contrainte de temps a été appliquée. Elle oblige les sujets à analyser les informations. Dans les essais précédents, certains attendaient la fin du parcours pour se prononcer ce qui limite l'intérêt de la détection. Il ressort que les erreurs sont bien détectées (100%) mais que des fausses alarmes subsistent (30%). Le comportement des sujet est prudent. La détection du type d'erreur est assez importante (83%). En revanche, la détermination de la position réelle en cas d'erreur s'est avérée impossible.

La seconde série de tests montre que l'indicateur amène les sujets à de meilleurs résultats s'il est exprimé en pourcentage et pas sous forme analogique. Cet effet est sensible pour les bonnes trajectoires et celles avec une erreur de position initiale. En revanche, il n'apporte pas d'amélioration dans le cas d'une erreur d'odométrie. En effet, sa variation est trop lente et l'analyse des données brutes est plus rapide. Le second enseignement de cette étude porte sur le degré de confiance des opérateurs. Indépendant du format de l'indicateur (pourcentage ou analogique) il améliore le degré de confiance dans le cas d'une trajectoire sans erreur. La non activité dans ce cas (il faut attendre la fin de la mission) et le risque encouru poussent l'opérateur à être moins confiant. Si l'indicateur est présent, l'opérateur est conforté dans son choix. Les sujets gardent néanmoins un comportement libéral c'est à dire avec des fausses alarmes mais sans omission. Seule une utilisation en conditions réelles peut permettre à un utilisateur de comparer le coût d'une fausse alarme avec celui d'une omission.

CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES

L'objectif du projet ARPH est la conception d'un système robotisé capable de restaurer la fonction manipulation. Il est apparu que les solutions technologiques et notamment l'utilisation d'une caméra orientable permettent d'élargir le champ d'application de cette assistance. Pour éviter la complexité et la faible évolutivité d'un système tout automatique mais surtout parce qu'il est important que la personne participe à la réalisation de la tâche d'assistance le projet s'est orienté vers une machine semi-autonome. La CHM permet de profiter des compétences de l'homme et de la machine. La redondance dans l'exécution de certaines tâches permet de construire des modes de commande dont les domaines d'action se recouvrent partiellement ; les résultats actuels montrent que pour les tâches de planification et de navigation cette approche est efficace. La tâche de localisation requiert quant à elle un complément d'étude pour fiabiliser les modes automatiques et intégrer plus largement l'homme en profitant de ses capacités de perception et de traitement notamment en ce qui concerne l'image.

REMERCIEMENTS

Nous remercions Jean-Pierre Gaillard, maître de conférence à l'université de Rennes II, et ses étudiants de maîtrise de psychologie expérimentale qui ont réalisé les expérimentations présentées.

BIBLIOGRAPHIE

1 R. Cammoun, J.M. Detriché, F. Lauture, B. Lesigne : « Evaluation of the MASTER 1 Robotic System and Design of the New Version » Proc. of the 6ème Int. Conf. On advanced Robotic (ICAR 93), Tokyo, Japan 1993, pp. 319-392.

2 P. Dario, E. guglielmeli, C. Male, M. Dinatale : « URMAD : An Autonomous Mobile Robot System for the Assistance to the disabled » Proc. of the 6ème Int. Conf. On advanced Robotic (ICAR 93), Tokyo, Japan 1993, pp. 341-346.

3 J.C. Latombe : « Robot motion planning » - Academic publishers, 1991.

4 A. Pruski : « Robotique mobile - La planification de trajectoire » - Hermes, 1996.

5 A. Zelinsky : « Mobile robot navigation - Combining local obstacle avoidance and global path planning » -pp 389-394, 1991.

6 O. Khatib : « Real time obstacle avoidance for manipulators and mobile robots » - Int. Journal of Rob., Res. 5, n°1, 1986, pp 90-99.

7 Borenstein J. : « Measurement and correction of systematic odometry errors in mobile robots » - IEEE Trans on Rob and Auto, vol. 12, N°6, dec 1996, pp869-880.

8 Hoppenot P. , Benreguieg M., Maaref H., Colle E. and Barret C. : « Control of a medical aid mobile robot based on a fuzzy navigation » - IEEE Symposium on Robotics and Cybernetics, july 1996, pp 388-393.

9 M. Benreguieg, P. Hoppenot, H. Maaref, E. Colle, C. Barret : « Fuzzy navigation strategy : Application to two distinct autonomous mobile robots » - Robotica 1997, vol. 15, pp 609-615.

10 C. Fargeon; J.P. Quin : « Robotique mobile » - Teknea.

11 P. Hoppenot : « Contribution de la robotique mobile à l'assistance aux personnes handicapées » - Thèse de doctorat, Université d'Evry Val d'Essonne (EVE), 27 nov. 1997.

12 P. Hoppenot, E. Colle : « Real-time localisation of a low-cost mobile robot with poor ultrasonic data » - IFAC journal, Control Engineering practice 1998, vol. 6, pp.925-934.

13 P. Hoppenot, E. Colle and C. Barat : « Off line localisation of a mobile robot using ultrasonic measures » - Robotica, à paraître.

Raisonnement par Cas pour le Contrôle d'un Fauteuil Electrique

Olivier HABERT Alain PRUSKI

Université de METZ, LASC
Ile du Saulcy, BP 80794
57012 METZ cedex 01
habert@lasc.univ-metz.fr pruski@lasc.univ-metz.fr

RESUME
Cet article propose d'appliquer la méthode de raisonnement par cas pour assister les personnes handicapées dans le déplacement de leur fauteuil. Pour évoluer dans un environnement d'intérieur, le prototype VAHM (**V**éhicule **A**utonome pour **H**andicapés **M**oteurs) propose un choix de plusieurs commandes. Malheureusement, choisir une séquence de plusieurs commandes pour obtenir le meilleur résultat reste souvent une affaire de spécialiste en robotique. La méthode expliquée dans ce papier permet à tout moment pour un contexte donné de proposer ou d'imposer la meilleure commande à choisir, libérant ainsi l'utilisateur de toute tâche techniquement pointue.

MOTS CLES : Robotique Mobile, Raisonnement par Cas, Fauteuil Electrique

INTRODUCTION
L'application des techniques de la robotique mobile pour assister les personnes handicapées dans le déplacement de leur fauteuil électrique promet de réelles et utiles applications. De par le monde, de nombreux projets ont soit déjà abouti ou sont actuellement en cours de développement [1],[2] et [3]. Chacun de ces projets améliore un fauteuil du marché en lui offrant un ensemble de fonctionnalités d'assistance à la conduite. La plupart des fauteuils proposés sont destinés à une utilisation en environnement d'intérieur. Globalement, les architectures de commande, les capteurs et les commandes disponibles sont très voisines. Seules les méthodes utilisées et les résultats obtenus conduisent à quelques différences.

PROBLEMATIQUE
L'intelligence des commandes est essentiellement basée sur la disponibilité d'informations concernant à la fois la localisation du fauteuil et l'environnement l'entourant. Les données provenant des codeurs incrémentaux permettent de naviguer en maintenant une orientation constante. Dans des environnements encombrés d'obstacles, les données de localisation et les données provenant des capteurs de perception doivent être fusionnées afin de suivre une direction donnée. L'observation permanente de l'environnement permet d'effectuer des commandes référencées capteurs comme le suivi de mur ou le suivi d'espace libre. Le choix de la meilleure commande à exécuter dans un contexte donné n'est souvent pas évident pour une personne non familiarisée aux machines autonomes. Nous proposons dans ce papier une méthode permettant au système d'assister la personne handicapée dans le choix de la commande ou de l'imposer pour des contextes particuliers. Pour cela, les données de perception de l'environnement local sont associées à une base de connaissances d'experts en robotique en utilisant une méthode de raisonnement par cas. De ce fait, l'utilisateur ne s'occupe plus que de deux actions :

- Commencer le déplacement vers une direction donnée.
- Arrêter le fauteuil.

SPECIFICATIONS TECHNIQUES DU VAHM
Afin de maintenir les coûts à un niveau raisonnable, l'utilisation d'une technologie fiable et facilement adaptable est indispensable. Pour ces raisons, nous avons choisi d'utiliser le fauteuil PP201 de la société POWERPUSH comme base mécanique et électronique de notre système (voir figure 1). L'électronique du PP201 est architecturée autour d'un bus de terrain proche du bien connu bus CAN. Ce bus nommé DX (Control Dynamic ^{TM}) permet de relier les différents composants du système en utilisant le même protocole de communication. Le système est principalement constitué de deux modules :

- Le contrôleur principal incluant physiquement le joystick et le panneau de contrôle et de supervision du système (indicateur d'erreur, état des batteries, modification de la vitesse, commande des différents actionneurs,…)
- Le module de puissance qui convertit les signaux numériques provenant du contrôleur principal en signaux de puissance pouvant contrôler les deux moteurs du fauteuil, déterminant ainsi la vitesse et direction du déplacement.

Les différents modules sont physiquement reliés en parallèle par un simple cable contenant les 4 fils du bus, deux fils pour les données et deux fils pour l'alimentation des modules.

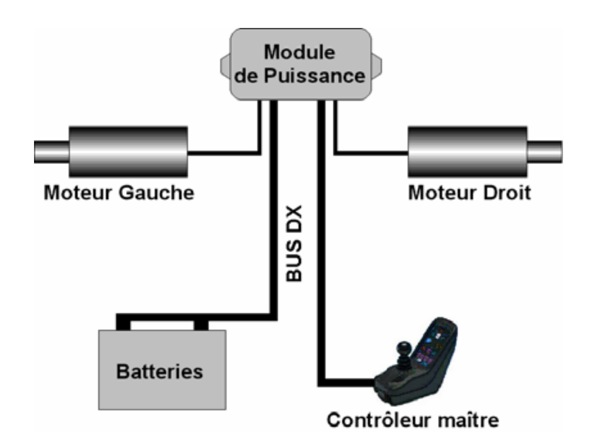


Figure 1 : Architecture du bus DX

Les moyens de perception extéroceptifs sont constitués d'une ceinture de 16 capteurs à ultrasons (voir figure 2). Trois capteurs couvrent chaque coté du fauteuil et deux autres sont montés à l'arrière. Les autres capteurs jouent un rôle plus actifs durant la navigation et sont placés pour couvrir intégralement la perception de l'environnement à l'avant du fauteuil. Les capteurs à ultrasons sont contrôlés par une carte spécialisée à base de microcontrôleur qui met à jour la table des mesures toutes les 100 millisecondes. Cette table est lue à intervalle régulier par le calculateur embarqué, à travers son port parallèle.



Figure 2: Le prototype VAHM

Le calcul de la localisation odométrique du système s'effectue au moyen de deux codeurs incrémentaux montés sur l'arbre de chaque moteur. Il est donc possible d'obtenir le position et l'orientation du fauteuil par rapport à un référentiel d'initialisation. Un calculateur monté à l'arrière du fauteuil s'occupe plus particulièrement des tâches demandant des ressources de calcul importantes comme la modélisation de l'environnement, la planification de trajectoire, la fusion des données de localisation et de perception ou le calcul des signaux de contrôle des moteurs du fauteuil. Ce calculateur gère également des cartes électroniques additionnelles pour le comptage des impulsions venant des codeurs, les cartes d'entrées-sorties et de conversion numérique analogique. Les différentes interfaces graphiques entre le système et la personne embarquées sont affichées sur un écran couleur à cristaux liquides.

DIFFERENTES COMMANDES DISPONIBLES

L'architecture logicielle du fauteuil permet deux modes de fonctionnement :

- Le mode de commande autonome.
- Le mode de commande référencé capteur.

Le premier mode est utilisé pour atteindre automatiquement un but donné en tenant compte des contraintes de cinématique et d'encombrement du fauteuil. La personne embarquée désigne le but à atteindre par l'intermédiaire d'un menu sémantique de haut niveau. Un tel mode de fonctionnement est plutôt réservé à des personnes affectées d'une mobilité très réduite. Le second mode de fonctionnement utilise un ensemble de commandes qui font largement appel aux moyens de perception et de localisation du fauteuil. Soulignons que ce mode permet une conduite plus souple du fauteuil mais demande plus d'apprentissage et de connaissances du système pour être efficacement utilisé. Sur le VAHM, les commandes de ce mode utilisent les données capteurs provenant :

- Des codeurs incrémentaux sur l'arbre de chacun des moteurs. Les impulsions de chaques codeurs servent à calculer périodiquement la position et l'orientation relative du fauteuil.
- Des capteurs de perception constitués de 16 capteurs à ultrasons de type POLAROÏD. Ces capteurs permettent d'observer les différents obstacles de l'environnement.

Le VAHM propose quatre commandes référencées capteurs : L'évitement d'obstacle, le suivi de mur, le suivi d'espace libre et le suivi de direction.

L'évitement d'obstacle

L'évitement d'obstacle est basé sur une méthode originale décrite en [4]. A tout moment, le comportement général du fauteuil est déduit d'un ensemble de comportements locaux attachés à chaque capteur. Dans le contexte de cette commande, comportement signifie la direction instantanée à suivre. Chaque capteur à ultrasons donne son comportement en fonction de la distance qu'il vient de mesurer. Le comportement global est donné par la moyenne des comportements locaux de

chaque capteur inversement pondérée par la distance qu'il vient de mesurer. Cette méthode élimine les déplacements instables générés par les méthodes basées sur les champs de potentiels artificiels, notamment quand le robot évolue dans des couloirs étroits. L'évitement d'obstacle commence dés qu'un obstacle traverse une zone de sécurité prédéfini. D'un point de vue du fonctionnement du système, cette commande possède la priorité la plus haute après la commande d'arrêt du système.

Le suivi de mur

Le but de cette commande est de déplacer le fauteuil le long d'une ligne virtuelle parallèle à un mur. L'équation de la ligne virtuelle est calculée à tout moment en fonction des mesures données par les 3 capteurs latéraux situées du coté du mur à observer.

Le suivi d'espace libre

Dans certaines situations, il peut être intéressant de déplacer le fauteuil vers l'espace le moins encombré. Par exemple, la commande de suivi de mur ne peut pas être utilisée dans un couloir encombré par de nombreux obstacles. En effet dans un tel environnement, l'entité « mur » n'existe pas de manière continue. La commande de suivi d'espace libre déplace le fauteuil vers une direction donnée tant qu'un obstacle n'est pas détecté. Dés qu'un obstacle est détecté, il est évité en se dirigeant vers l'espace le plus ouvert. Dés que les obstacles ont disparu, le fauteuil tend à suivre la direction qu'il suivait avant la détection de l'obstacle. Cette commande ne demande pas de préciser un but à atteindre. Bien que le résultat ne soit pas facile à prédire, cette commande peut être extrêmement utile pour se dégager de situations difficiles ou pour effectuer des déplacements complexes. Néanmoins il s'agit certainement de la commande qui demande le plus de connaissances concernant le fonctionnement et les réactions du système.

Le suivi de direction

A l'heure actuelle, la dernière commande développée et implantée sur le fauteuil est le suivi de direction. La personne embarquée utilise un système de désignation adapté ou tout simplement le joystick pour indiquer une direction à suivre. Le fauteuil suit cette direction en se basant sur un référentiel initialisé au moment de la désignation. Cette direction est suivie tant qu'aucun obstacle n'est détecté. Quand un obstacle survient en cours de déplacement, il est contourné. A l'issue du contournement le fauteuil tend à suivre de nouveau la direction de consigne préalablement donnée.

RAISONNEMENT A PARTIR DE CAS

Principe de la méthode proposée

L'efficacité des commandes développées repose essentiellement sur la disponibilité et la précision des informations dont elles ont besoin. Par exemple, la commande de suivi de mur n'est efficace que si un mur a été détecté. Certaines questions surgissent : « A partir de quelle distance peut-on considérer qu'un mur est présent ? », « Si à la fois les murs de gauche et de droite sont détectés, lequel des deux faut-il suivre ? » Avant d'exécuter chacune de ces commandes de manière optimale, il est nécessaire de réponse en temps réel à chacune des questions posées. Nous sommes dans le cas d'un système coopératif homme/machine dans lequel l'homme possède un rôle prédominant. Il est très difficile pour une personne non familiarisée avec la robotique et les systèmes asservis de choisir la commande optimale dans une situation donnée. Pour une personne handicapée, c'est encore plus difficile puisqu'elle aura à évaluer toutes les informations d'une situation particulière pour réagir le plus rapidement possible avec des mouvements résiduels limités. Par contre, il est important que le système ait un comportement proche de celui qu'aurait eu un opérateur humain dans la même situation. Notre approche est donc de demander à un expert en robotique quel comportement devrait être donné au fauteuil face à une situation donnée. Cette information sera mémorisée dans un fichier de cas. La personne embarquée ne s'occupera plus que de deux actions :

- La définition d'une direction à suivre.
- La décision d'arrêter le système.

En utilisant les informations sur le contexte instantané, le système recherche dans le fichier de cas celui qui est le plus proche possible de l'état actuel active ou propose ensuite la commande associée au cas le plus similaire. Pour plus de détails sur la méthode de raisonnement à partir de cas, le lecteur pourra se référer à [5].

Mise en œuvre

A l'heure actuelle, nous avons essentiellement effectué une étude de faisabilité de la méthode en ne prenant qu'un nombre limité d'entrées. L'utilisateur peut seulement agir sur deux entrées :

- Le bouton de d'arrêt *St.*
- La direction *Teta* à suivre variant de $-\pi/2$ *à* $\pi/2$.

Teta peut être défini soit de manière numérique par un système de scrutation, soit de manière analogique au moyen d'un joystick. Le système définit 4 paramètres :

- θ_g et ε_g les coordonnées polaires du mur gauche dans le repère de référence du fauteuil.
- θ_d et ε_d les coordonnées polaires du mur droit dans le repère de référence du fauteuil.

Le vecteur d'état *I* est composé de 6 éléments :

$$I = \{\varepsilon_g, \theta_g, \varepsilon_d, \theta_d, Teta, St\}$$

Chaque paramètre est pondéré selon son importance dans le choix de la commande de sortie. Tous les poids respectifs d'un vecteur I sont mémorisés dans le vecteur :

$$W = \{W_{\varepsilon_g}, W_{\theta_g}, W_{\varepsilon_d}, W_{\theta_d}, W_{Teta}, W_{St}\}$$

La valeur de chaque W_i est définie par :

$$\forall i; i \neq St; W_i = 1$$
$$i = St; W_{St} > \sum_{i \neq St} W_i$$

Le logiciel calcule à tout moment le cas le plus similaire au vecteur d'état instantané. La similarité est calculée pour chaque paramètre en utilisant l'équation suivante :

$$Sim[cas_1(i), cas_2(i)] = 1 - \frac{abs[cas_1(i) - cas_2(i)]}{\Delta_i}$$

avec $cas(i)$ le paramètre à la position i dans le vecteur d'état et $\Delta_i = \{\Delta_{\varepsilon_g}, \Delta_{\theta_g}, \Delta_{\varepsilon_d}, \Delta_{\theta_d}, \Delta_{Teta}, \Delta_{St}\}$ l'étendue de la mesure.

Le calcul de la similarité entre le cas actuel C_a et un cas C_j de la base de cas est donné par :

$$Sim(C_a, C_j) = \frac{\sum_{i=1}^{nbvar} W_i . Sim[C_a(i), C_j(i)]}{\sum_{i=1}^{nbvar} W_i}$$

Où *nbvar* représente le nombre de paramètres dans le vecteur d'état.
La meilleure commande à exécuter est donnée par le cas le plus similaire. La base de données de cas est un fichier texte qui a été rempli par un expert. Le format des données mémorisées est le suivant :
Tout d'abord le vecteur d'état est mémorisé. Les unités sont les centimètres pour les informations de distance (ε) et radian pour les angles (θ). La variable booléenne *St* peut prendre la valeur 1 quand un arrêt est demandé ou 0 autrement. Ensuite le dernier paramètre code la commande à lancer quand le cas est choisi comme étant le plus similaire. Le formalisme suivant est utilisé pour coder les commandes :

Valeur	**Commande**
1	Suivi de Mur Gauche ***(SMG)***
2	Suivi d'Espace Libre ***(SEL)***
3	Arrêt ***(STP)***
4	Suivi de Direction ***(SD)***
5	Suivi de Mur Droit ***(SMD)***

Voir le tableau 1 pour un exemple de fichier de cas. Le logiciel a été essayé sur le prototype VAHM. Pour obtenir la direction, une interface de scrutation pas à pas est utilisée. Une telle interface est destinée aux personnes présentant de forts handicaps moteurs. Parce que seulement un choix est disponible pendant une période donnée, le nombre de choix total est limité. Dans nos essais, seulement 5 valeurs de direction à suivre peuvent être choisies : $-\pi/2, -\pi/4, 0, \pi/4, \pi/2$. L'utilisateur peut également choisir de s'arrêter.

Le tableau n°2 situé à la fin du papier montre quelques résultats obtenus avec la méthode expliquée auparavant. La première colonne montre une représentation graphique du contexte particulier. Les six colonnes suivantes donnent le valeur des différentes entrées de ce contexte La dernière colonne propose le meilleur choix selon de cas choisi dans la base de connaissances.

```
8
30.00000,0.00000,200.00000,0.00000,0.00000,0.00000,5.00000
200.00000,0.00000,30.00000,0.00000,0.00000,0.00000,1.00000
200.00000,0.00000,200.00000,0.00000,0.00000,0.00000,2.00000
200.00000,0.00000,30.00000,0.00000,-0.70000,0.00000,4.00000
30.00000,0.00000,200.00000,0.00000,-0.70000,0.00000,5.00000
30.00000,0.00000,200.00000,0.00000,0.70000,0.00000,4.00000
200.00000,0.00000,30.00000,0.00000,0.70000,0.00000,1.00000
30.00000,0.00000,200.00000,0.00000,0.70000,1.00000,3.00000
```

Tableau 1 : Exemple de fichier de cas

Evitement d'obstacles
Dans la version actuelle de notre logiciel, l'évitement d'obstacle est un module indépendant qui réagit dès qu'un obstacle se situe à l'intérieur d'une zone de risque. L'évitement systématique des obstacles dès leur détection n'est pas toujours intéressant. Il est possible que l'utilisateur ait besoin de se rapprocher d'un obstacle ou éventuellement de le pousser. Il faut que le système ait les informations nécessaire pour en déduire l'action demandée par la personne. Nous proposons de résoudre ce problème en introduisant l'évitement d'obstacle dans le liste des commandes disponibles. Cette commande fonctionne avec un paramètre qui est la distance aux obstacles assurant l'activation de la commande. Nous proposons de calculer la distance d'activation en fonction de variables telles que la densité d'activation de l'évitement, la détection demandée par l'utilisateur, et la position des obstacles. Si l'utilisateur demande plusieurs fois de suite dans un temps court de diriger le mobile

vers l'obstacle alors il faut diminuer à chaque fois la distance d'évitement jusqu'à entrer en contact.

Apprentissage

Le comportement du fauteuil va dépendre très étroitement du contenu du fichier de cas. L'affectation des bonnes valeurs aux variables est primordiale. Les valeurs sont définies par un expert soit de manière statique en remplissant le fichier hors ligne soit de manière dynamique en remplissant le fichier avec les valeurs mesurées lors du mouvement du fauteuil. Nous avons développé cette seconde méthode qui s'avère plus efficace. En effet les données correspondent à un cas réel de valeurs mesurées et la commande associée correspond au comportement imposé par un expert dans le contexte réel. Notre méthode consiste à prendre la place de l'utilisateur du fauteuil et en temps réel à créer des lignes dans le fichier de cas comprenant les valeurs instantanées des variables d'états ainsi que l'action que leur associe l'expert. Cette méthode est simple, rapide et efficace mais peut entraîner des incohérences. L'expert peut associer des actions différentes à deux groupes de variables d'états voisines. Actuellement la première ligne de cas rencontrée est prise en compte. Nous n'avons pas à l'heure actuelle évaluée l'impact d'un fichier de cas incohérent.

TRAVAUX FUTURS

Les développements que nous avons menés jusqu'à présent montre la faisabilité de notre approche. Les résultats obtenus sont très prometteurs et reflètent précisément le comportement qu'aurait imposé un homme dans une même situation locale. Notre objectif consiste à étendre la méthode afin que le comportement du système soit proche du comportement humain même sur de longs trajets. Il faut alors adapter certains paramètres et les faire vérifier ou modifier leur importance selon le contexte.

Concept de mémoire proche

L'application du comportement particulier à certains contextes nécessite l'introduction d'autres variables d'entrées. Nous distinguons deux types de variables :

- Les variables d'états d'entrée du système.
- Les variables secondaires.

Le premier type de variable a été défini précédemment et utilisé dans la similitude. Le second type de variable va nous permettre d'introduire le concept de mémoire proche en modifiant le poids attribué aux variables d'états. La commande de direction définie par l'utilisateur n'a de signification que localement. Au bout d'un certain temps ou d'une certaine distance de navigation seules les informations issues de l'environnement sont considérées. Cette action est prise en compte en introduisant un poids variable selon une fonction de type e^{-k*w} ou $\frac{k'}{w}$. La figure 3 montre un exemple d'application de la mémoire proche. En gras le chemin suivi sans la mémoire proche et en pointillé les modifications apportées par le poids variable.

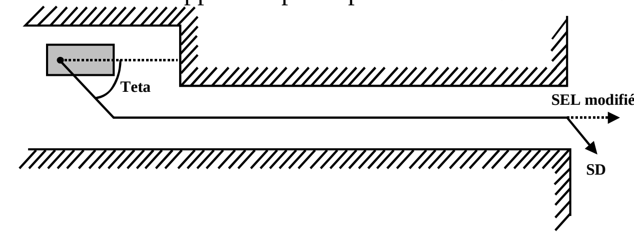


Figure 3 : Un exemple pour lequel le concept de mémoire proche peut être utilisé

Commande paramétrable

Chaque commande utilise des paramètres de fonctionnement. Les commandes « suivi de mur » nécessitent la connaissance de la distance à laquelle il faut suivre le mur, la commande direction nécessite la connaissance de la direction qu'il faut suivre par rapport au référentiel du robot. La commande « suivi d'espace libre » ne nécessite pas de paramètres à priori. Nous proposons d'introduire d'autres commandes qui prennent en compte d'autres comportements antérieurs du mobile. Ces commandes agissent comme les précédantes mais en se basant sur des paramètres calculés ou déduits du comportement antérieur. Nous proposons deux cas particuliers :

- Le suivi de mur continu.
- Le suivi de direction calculée.

La première commande permet de résoudre le cas défini sur la figure 3.

Les commandes effectuées sont toujours les mêmes dans les deux cas, seul le paramètre de distance au mur est modifié. En introduisant des variables d'état supplémentaires comme la distance parcourue ou la variation de direction depuis la commande “suivi de mur" précédente, il est possible de déterminer un nouveau paramètre à utiliser dans la commande. Dans le cas d'une amplitude importante des nouvelles variables, le paramètre sera une constante prédéfinie, dans le cas contraire la distance au mur à suivre sera mesurée et appliquée en tant que nouveau paramètre de commande. Ceci est appliqué dans le cas d'une discontinuité d'un mur. Le système se base alors soit sur le mur opposé comme indiqué sur la figure 4 soit sur le mur situé du même coté. La deuxième commande nécessite l'introduction d'autres variables comme la densité de variation angulaire ou la moyenne des directions suivies précédentes pour en déduire une direction instantanée à suivre. Cette commande est certainement plus complexe à implanter. La figure 5 montre un exemple de problème que nous désirons résoudre. Un couloir est matérialisé par un ensemble d'obstacles trop petit pour constituer des murs. La commande “suivi de mur” ne peut pas être activée. Le module d'évitement d'obstacle renvoie le mobile vers le centre du couloir créant une oscillation

désagréable pour l'utilisateur sur le fauteuil. Notre idée consiste à définir une direction préviligiée déduite des mouvements précédents comme il est indiqué sur la figure 5 par le trait pointillé.

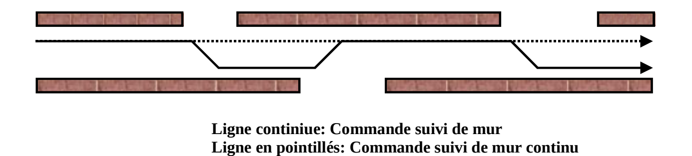


Figure 4 : Commande « suivi de mur continu »

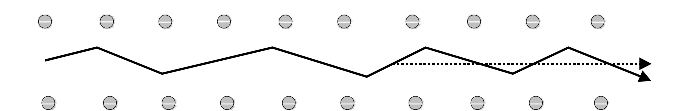


Figure 5 : Commande « suivi de direction calculée »

CONCLUSION

Nous proposons dans ce papier une méthode de commande d'un fauteuil intelligent reposant sur un ensemble de comportements définis par un expert. Le travail décrit dans ce papier est une étude de faisabilité dont l'objectif consiste à améliorer les performances d'un système coopératif entre un homme et une machine en décrivant le fonctionnement global par un ensemble de tâches finies. Les résultats positifs obtenus nous confortent à poursuivre les travaux en implantant les commandes complexes définies ci-dessus puis à évaluer le système global avec des personnes handicapées.

BIBLIOGRAPHIE

[1] Borgolte V, Hoyer H, Buhler C., Heck C., Hoelper R., "Architectural Concept of a Semi-Autonomous wheelchair", Journal of Intelligent and Robotic System, vol 22 pp 233-253, 1998.

[2] Katevas N.I. and al, "The Autonomous Mobile Robot SENARIO. A Sensor-Aided Intelligent Navigation System for Powered Wheelchair", IEEE Robotics and Automation Magazine december 1997.

[3] Schilling K. and al, " Sensors to improve the safety for Wheelchair user", Improving the quality of life for the European Citizen IOS Press 1998.

[4] A. Pruski, O. Habert, "Obstacle Avoidance Module for the VAHM-2 Wheelchair", 5th Conference for the Advancement of Assistive Technology, AAATE 1999, Düsseldorf, Germany November 1999.

[5] Kolodner J.L., Case-Based Reasoning, Morgan Kaufmann Publishers, 1993.

Contexte	ε_d	θ_d	ε_g	θ_g	Teta	St	*Commande*
	62	**0**	**232**	**0**	$\pi/2$	**0**	**SD**
	62	**0**	**232**	**0**	$\pi/4$	**0**	**SD**
	62	**0**	**232**	**0**	**0**	**0**	**SMD**
	62	**0**	**232**	**0**	$-\pi/4$	**0**	**SMD**
	62	**0**	**232**	**0**	$-\pi/2$	**0**	**SMD**
	132	**0**	**132**	**0**	$\pi/2$	**0**	**SD**
	132	**0**	**132**	**0**	$\pi/4$	**0**	**SD**
	132	**0**	**132**	**0**	**0**	**0**	**SEL**
	132	**0**	**132**	**0**	$-\pi/4$	**0**	**SD**
	132	**0**	**132**	**0**	$-\pi/2$	**0**	**SD**
	49	**1.26**	**63**	**0.06**	$\pi/2$	**0**	**SD**
	49	**1.26**	**63**	**0.06**	$\pi/4$	**0**	**SD**
	49	**1.26**	**63**	**0.06**	**0**	**0**	**SMD**
	49	**1.26**	**63**	**0.06**	$-\pi/4$	**0**	**SMD**
	49	**1.26**	**63**	**0.06**	$-\pi/2$	**0**	**SMD**
	138	**-0.67**	**132**	**-0.008**	$\pi/2$	**0**	**SMD**
	138	**-0.67**	**132**	**-0.008**	$\pi/4$	**0**	**SMD**
	138	**-0.67**	**132**	**-0.008**	**0**	**0**	**SEL**
	138	**-0.67**	**132**	**-0.008**	$-\pi/4$	**0**	**SD**
	138	**-0.67**	**132**	**-0.008**	$-\pi/2$	**0**	**SD**
	138	**-0.67**	**132**	**-0.008**	$\pi/2$	**1**	**STP**
	138	**-0.67**	**132**	**-0.008**	$\pi/4$	**1**	**STP**
	138	**-0.67**	**132**	**-0.008**	**0**	**1**	**STP**
	138	**-0.67**	**132**	**-0.008**	$-\pi/4$	**1**	**STP**
	138	**-0.67**	**132**	**-0.008**	$-\pi/2$	**1**	**STP**

Tableau 2 : Quelques résultats

Contribution à l'Amélioration de la Perception Visuelle pour une Navigation Autonome du Fauteuil Roulant le M.A.R.H

MOHAMED MONCEF BEN KHELIFA

Université de Toulon et du Var,
Laboratoire MS/SSD, BP 132,
83957 LA GARDE Cedex France
☎ (04 94 14 20 77)
khelifa@univ-tln.fr

PATRICK ABELLARD

Université de Toulon et du Var,
Laboratoire MS/SSD, BP 132,
83957 LA GARDE Cedex France
☎ (04 94 14 22 48)
abellard@univ-tln.fr

RESUME

Cet article décrit un concept de fauteuil roulant autonome appelé le M.A.R.H (comme la figure 1), (Mobile d'Autonomie Robotisé pour Handicapé), de part sa constitution, son mode de fonctionnement et la prise en compte de la sécurité de la personne transportée. Il est l'aboutissement de plusieurs années de réflexion menées avec les ergothérapeutes et les services de rééducation de l'IRF Pomponiana Olbia de Hyères (Var) , et plus particulièrement Monsieur Jean-Pierre BELHEUR [3].



Figure 1 : Le M.A.R.H

MOTS CLES : Fauteuil roulant autonome, Robotique mobile, Autocalibration de caméra, Vision 3D, Géométrie affine et euclidienne, Equation de Kruppa…

MOBILE D'AUTONOMIE ROBOTISE POUR HANDICAPE

Il s'agit d'un robot mobile destiné au transport d'une personne handicapée qui se compose d'une base motorisée portant un fauteuil électrique, pilotés par une commande adaptée aux handicaps de l'utilisateur [5].

Cette base est équipée de cinq roues motrices et directrices et d'une ceinture de détecteurs à infrarouges, ce qui permet à l'utilisateur de s'affranchir de toutes les difficultés habituelles de contournement d'obstacles, de franchissement de portes, de déplacement le long d'une table ou d'un plan de travail…

Le siège est réglable en hauteur et en position entre deux
limites horizontale et verticale. Cette fonctionnalité est rendue nécessaire par la diversité des handicaps rencontrées. De plus, le siège peut effectuer une rotation complète sur sa base grâce à un moteur réducteur électrique. Ceci permet à la personne handicapée, une diminution importante des commandes à effectuer et une plus grande précision de positionnement.

Ce concept correspond bien aux demandes formulées par les personnes polyhandicapées et les besoins des différents services de rééducation.

Pour mener à bien ce projet, une association de loi 1901 est créée : sa dénomination est TROPHEE, elle regroupe plusieurs chercheurs du CNRS, des professeurs et doctorants universitaires et des professionnels de la robotique mobile.

Au sein de notre laboratoire nommé ci-dessus, notre équipe s'est penché sur l'un des premiers

objectifs de recherche dans le domaine de la coopération homme/machine à propos de la conception d’une architecture logicielle permettant une répartition optimale des tâches et des informations entre les deux entités. Trois modes de fonctionnement du système sont définis. En mode manuel on retrouve le fonctionnement classique d’un fauteuil électrique éventuellement assorti d’une interface homme/machine adaptée ou d’une sécurité anti-collision. En mode manuel-assisté on fait appel à des primitives d'asservissement locaux comme le suivi de mur ou le contournement d'obstacles. Enfin en mode automatique, le fauteuil réalise des trajectoires planifiées globalement avec certaines possibilités d'intervention humaine.

L'architecture de ce système est constituée de trois couches en fonction du niveau d'abstraction des informations traitées. Le plus bas niveau, la couche physique, est composé des effecteurs ainsi que des capteurs à infrarouges associés à un système odométrique. Le second niveau intègre les tâches de portée locale : les tâches de perception, de communication et de navigation. Enfin le niveau supérieur utilise des informations globales sur l'environnement pour planifier une action de mobilité, aider éventuellement aux décisions de la personne et actionner le niveau local [2].

Dans ce projet, nous avons été amené a mieux approfondir la tâche vision par ordinateur, dans le but d'enrichir le robot par la vision, tout en se rapprochant du système visuel humain [6].

La recherche en vision par ordinateur s'est développée rapidement ces dernières années dans plusieurs domaines et surtout dans différentes applications comme les robots autonomes qui naviguent avec l'aide des images capturées et traitées numériquement par une caméra calibrée [7], [8], [9], [12].

Un des problèmes essentiels en vision par ordinateur que nous présentons est l'autocalibration d'une structure 3D d'une scène et le mouvement de la caméra a partir des mesures prises sur des images de différents point de vue de la scène [4].

Pour calculer la structure de la scène en 3D et le mouvement de la caméra, nous estimons dans un premier temps les paramètres intrinsèques et extrinsèques de la caméra, ce qui représente la phase la plus difficile en vision par ordinateur (la calibration en ligne sans utiliser une mire) [11]. Cette étape très importante enrichit la couche physique de l'architecture de ce système afin de mieux résoudre le problème de navigation et surtout le contournement d'obstacles.

La méthode d'autocalibration, consiste à résoudre, à partir des vues successives, un jeu d'équations polynômiales (équations de Kruppa révisées). Cependant, les équations sont fortement non linéaires et donc, assez sensibles au bruit [10], [13], [14].

Dans la littérature, d'autres approches supposent le déplacement de la caméra connu (ou partiellement connu) et en déduisent la calibration. Le mouvement est supposé être translationnel et les rotations ont des angles connus. Ceci permet de simplifier les équations de calibration mais le problème est alors de connaître les déplacements avec précision [15].

On peut alors utiliser une approche stratifiée qui consiste à déterminer d'abord la structure affine, puis la structure euclidienne de la scène[16].

La structure affine est obtenue en déterminant le plan de l'infini à partir de différents mouvements. Les paramètres intrinsèques sont alors estimés à partir d'équations mettant en jeu une ou plusieurs homographies à l'infini entre des vues consécutives. Des méthodes donnent de bons résultats mais ne fonctionnent pas lorsque le mouvement est planaire [1] – ce qui arrive fréquemment puisque cela correspond, au mouvement d'un véhicule mobile se déplaçant sur le sol plat.

Pour ce type de mouvement, nous développons la méthode d'autocalibration affine basée sur l'étude des espaces propres de collinéations; elle montre que l'équation du plan à l'infini peut être obtenue à partir de deux mouvements.

Ces algorithmes d'autocalibration sont utilisés sur des données réelles et s'avèrent relativement fiables pour mener au mieux notre projet.

Ces expériences ont été effectuées dans notre laboratoire, en utilisant un banc d'essai (comme dans la figure 3) comprenant un robot miniature KHEPERA (comme dans la figure 2), une caméra SONY embarquée, et le tout est relié à un PC Pentium II 266Mhz par une liaison série RS232.

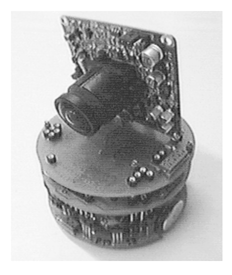


Figure 2 : Le robot miniature KHEPERA

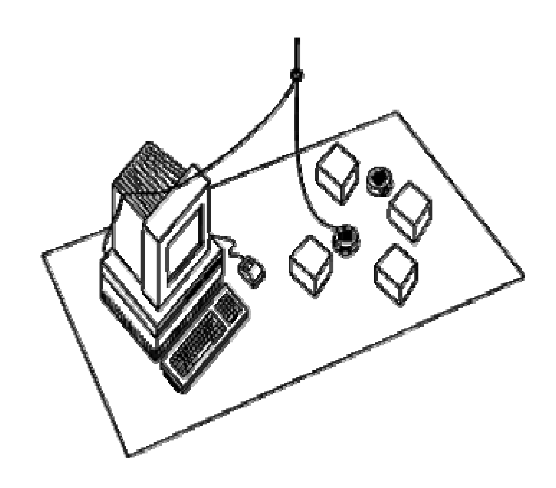


Figure 3 : le banc d'essai

BIBLIOGRAPHIE

1. P. ABELLARD, M. BEN KHELIFA, and al…: A Stereovision of Oceano-6000 System, *EUROPTO : Vision Systems; New Image Processing Techniques, pp 269-277,11-12 June 1996, Besançon France.*

2. Y. AGOSTINI, G. BOURHIS : Human-Oriented Architecture for an Intelligent Powered Weelchair, *IFAC-Workshop on DAR'S 95, Vienna, Austria.*

3. J.P BELHEUR : Domotique, Communication, Deambulation, face à la Personne Déficiente, *Rapport Technique, IRF Pomponiana Olbia de Hyères (Var), 95.*

4. M. BEN KHELIFA, M. BOUCHOUICHA, P. ABELLARD : A Camera Selfcalibration Technique For a M.A.R.H. Wheelchair Navigation System, *(submited) IEEE-ACIDCA'2000, Monastir (TUNISIA), March 22-24 2000.*

5. M. BEN KHELIFA, M. BOUCHOUICHA, P. ABELLARD : Un mobile d'autonomie robotisé pour polyhandicapés, M.A.R.H, *Journées de l'AFA, 4-5 Juin1999, Toulouse France.*

6. S. BOUGNOUX : From projective to Euclidean space under any practical situation, a criticism of self-calibration. *In Proceedings of the 16th International Conference on Computer Vision, pp 790-796, Jan.1998*
O. FAUGERAS : Three Dimensional Computer Vision : A Geometric Viewpoint. *MIT Press, 1993.*

7. D. C. BROWN : Close-range camera calibration, *Photogrammetric Engineering, 37(8) : 855-866, 1971.*
W. FAIG : Calibration of close-range photogrammetry systems: Mathematical formulation, *Photogrammetric Engineering and remote sensing, 41(12):1479-1486, 1975.*

8. O. FAUGERAS, T. LUONG, S. MAYBANK : Camera self-calibration : Theory and experiments, *in G. SANDINI editor, Proc 2nd ECCV, volume 588 of Lecture Notes in Computer Science, pp 321-334, Santa Margherita Ligure, Italy, May 1992, Springer-Verlag*

9. R. I. HARTLEY : An algorithm for self-calibration from several views. *In Proceedings of IEEE Conference on Computer Vision and Pattern recognition, pp 908-912, Seattle, WA, June 1994. IEEE.*

10. A. HEYDEN, K. ASTRÖM : Euclidean Reconstruction from Constant Intrinsic Parameters, *Proc. ICPR'96.*

11. Q. T. LUONG, O. FAUGERAS : Self-calibration of a moving camera from point correspondences and fundamental matrices. *The International Journal of Computer Vision, 22(3) ; 261-289, 1997.*

12. S. J. MAYBANK, O. D. FAUGERAS : A theory of self-calibration of moving camera. *The International Journal of Computer Vision, 8(2) : 123-152, August 1992.*
13 . B. TRIGGS : Autocalibration and the Absolute Quadric, *CVPR'97*

14. Z. ZHANG:A Flexible New Technique for Camera Calibration, *Microsoft Research 99*

15. C. ZELLER, O. FAUGERAS : Camera self-calibration from video sequences : The Kruppa equations revisited. *Research Report 2793,INRIA, 1996.*

16. G. Wei, S. Ma : A complete two-plane camera calibration method and experimental comparisons. *In Proc. Fourth International Conference on Computer Vision, pp 439-480, Berlin, May 1993.*

Système de Simulation pour Fauteuil Roulant Electrique

Hafid NINISS, Abdellah NADIF, Guy BOURHIS

Laboratoire d'Automatique des Systèmes Coopératifs (L.A.S.C)
Université de Metz
57045 METZ cedex
Tel: (0)3.87.54.73.02 - Fax (0)3.87.31.53.33
Email: niniss@lasc.univ-metz.fr

RESUMÉ:
Cet article présente un projet de système de simulation concernant les fauteuils roulants électriques. Ce projet comporte une plate-forme de simulation utilisant la réalité virtuelle, sur laquelle vient se positionner un fauteuil.
L'objectif du projet est triple:
- aider à la conception de nouvelles fonctionnalités d'aide à la mobilité,
- aider au choix et à la prescription de fauteuils électriques,
- faciliter l'apprentissage de la conduite de fauteuils électriques.
Outre la description du projet, nous présentons aussi les premiers résultats obtenus par l'utilisation de la réalité virtuelle en simulation pour l'évaluation d'un algorithme de planification de chemin.

MOTS CLÉS: Simulation, fauteuil électrique, réalité virtuelle.

INTRODUCTION

Depuis ses débuts, la réalité virtuelle (RV) s'est imposée comme un outil de simulation très performant, et ceci dans des domaines aussi variés que la médecine (chirurgie, psychothérapie **[9]**, **[11]**), l'enseignement, l'architecture, mais aussi dans des applications un peu plus inattendues comme l'entraînement des sportifs ou l'astronomie. Ce succès provient du fait que la RV permet par le biais de la simulation de faire abstraction de certaines limitations du monde réel. L'élaboration d'un monde virtuel qui ressemble au monde réel permet d'y réaliser des expériences qui demanderaient beaucoup plus de moyens et de temps si on voulait les réaliser dans la réalité, ou tout simplement qui sont impossibles dans le monde réel. L'investissement nécessaire pour l'utilisation de la RV est faible par rapport aux performances et gains de temps, ce qui en fait un atout majeur pour la simulation.
Avec l'utilisation massive de la RV dans les processus de simulation, un certain nombre de projets ont vu le jour, visant à l'élaboration de simulateurs pour fauteuils roulants (**[3]**, **[8]**, **[10]**, **[12]**) ainsi qu'au développement de logiciels spécialisés dans le domaine de l'assistance aux personnes handicapées (outils de conception assistée par ordinateur, systèmes experts aidant par exemple à la rédaction de rapports, aide à la prescription de fauteuil **[4]**,…).
Les travaux présentés dans cet article se situent dans le contexte du projet VAHM (Véhicule Autonome pour Handicapés Moteurs) **[1]**. Il s'agit d'un système intelligent d'aide a la conduite d'un fauteuil roulant électrique pour une personne handicapée moteur ***(Figure 1)***.



Figure 1*: Prototype du VAHM 2*

La particularité de ce véhicule est d'apporter une aide à la conduite d'un fauteuil électrique, dans le sens où certaines tâches peuvent être prises en charge de manière autonome par le fauteuil lui-même. L'implication de personnes handicapées lors des essais est nécessaire pour cerner les problèmes réels et orienter les développements et recherches à effectuer. Cependant, les efforts physiques et la concentration demandés peuvent être éprouvants pour certaines personnes handicapées. En outre, la création d'environnements réels utilisés pour les essais demande beaucoup de temps dans la plupart des cas, et la mise en place de scénario pour l'étude du comportement du pilote face à des situations particulières (modification de l'environnement, situations de danger…) peut s'avérer complexe. L'utilisation de la Réalité Virtuelle comme outil de simulation peut faciliter ces phases de conception et de validation.
Outre cette application d'aide au développement de fonctionnalités nouvelles pour fauteuils "intelligents", la conception du système de simulation poursuit deux objectifs:

- aider à l'apprentissage de la conduite de fauteuils électriques pour de jeunes enfants sévèrement handicapés: l'utilisation des techniques de RV peut permettre une première expérience de la mobilité autonome sans les risques inhérents à une expérience réelle de conduite **[2]**.
- aider à la prescription de fauteuils électriques: la création d'une bibliothèque de fauteuils actuellement disponibles sur le marché peut permettre de tester virtuellement une large gamme de véhicules dans des environnements simulés variés.

MÉTHODE:

La plate-forme de simulation doit permettre de simuler le comportement d'un fauteuil roulant électrique. L'élaboration de cette plate-forme et du logiciel de simulation est prévue en plusieurs étapes.

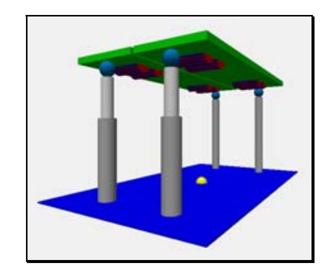
Dans un premier temps, nos efforts se concentrent sur développement du logiciel. Actuellement il permet de simuler les déplacements d'un fauteuil réel dans un environnement virtuel. Le fauteuil réel est immobilisé en déconnectant les roues des moteurs qui peuvent donc tourner "à vide". Le fauteuil envoie les données des codeurs incrémentaux situés sur ses moteurs, via la liaison série du PC, ce qui permet d'estimer la position du fauteuil dans l'environnement virtuel ***(Figure 2).***



Figure 2: *Simulation des déplacements du fauteuil réel dans un environnement virtuel.*

Dans l'étape suivante la plate-forme sera constituée d'une surface plane et immobile, située à quelques centimètres du sol, qui comprendra des cylindres (deux par roue motrice du fauteuil), sur lesquels viendront se positionner les roues motrices du fauteuil. Ceci permet d'estimer la position du robot sans utiliser directement les codeurs incrémentaux placés sur les moteurs du fauteuil, mais des codeurs situés sur certains de ces cylindres. On pourra ainsi déterminer l'angle et donc la vitesse de rotation de chaque roue d'un fauteuil quelconque.

L'étape finale ***(Figure 3)*** consistera à équiper la plate-forme de vérins hydrauliques pour mouvoir les éléments sur lesquels repose le fauteuil, ceci afin de simuler des déplacements sur des surfaces inclinées (par exemple les rampes d'accès pour fauteuils roulants), mais aussi pour faire ressentir à l'utilisateur les accélérations du fauteuil.



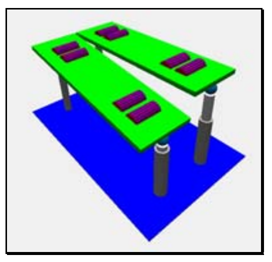


Figure 3: *Exemple de design de la plate-forme de simulation.*

Pour rendre la simulation de déplacements sur des surfaces inclinées plus réaliste, les cylindres doivent être équipés de moteurs pour favoriser le mouvement dans le cas de descentes (moteurs tournant dans le même sens que les roues) et s'y opposer dans le cas de montées (moteurs tournant dans le sens inverse de celui des roues).

Modélisation de fauteuil roulant:

Pour l'instant, seule une modélisation géométrique d'un fauteuil PP201™ de la société Suisse POWERPUSH™ a été effectuée et testée par le biais de simulations. A ce stade, le fauteuil peut être comparé à un corps sans masse dont les déplacements se font de manière idéale. La prochaine étape dans la modélisation du fauteuil roulant est de prendre en compte le caractère dynamique (modèle cinématique) du fauteuil, pour donner au fauteuil "virtuel" un comportement plus réel, et donc améliorer l'impression d'immersion dans le monde virtuel. Ceci passe par la prise en compte d'un certain nombre de caractéristiques du fauteuil telles que sa masse, des données propres au moteurs (réponse temporelle, courbes de couple moteur…) et aux roues (pression, forces de contact avec le sol, …).

Modélisation des capteurs ultrasonores:

Pour mesurer les distances entre le fauteuil et les différents obstacles, le fauteuil est équipé de capteurs ultrasonores (US). Dans un premier temps le lancer de rayon a été modélisé par un faisceau dont l'origine est le centre du capteur, et dont la direction est orthogonale au plan de la lame vibrante. La donnée délivrée par le capteur est donc la distance exacte entre l'origine du rayon et le premier polygone qui se trouve sur le parcours du rayon, et donc de l'obstacle le plus proche. A terme, l'objectif est d'intégrer dans cette modélisation les caractéristiques du cône d'émission (angle d'ouverture du cône, spectre de puissance dissipée à l'intérieur du cône). De plus, le modèle du capteur devra tenir compte de phénomènes inhérents à la nature même de l'environnement dans lequel évolue le fauteuil roulant, en particulier la nature des surfaces séparant l'espace libre de l'espace occupé (murs, obstacles…). En effet, si on veut tenir compte du phénomène de réflexion qui se produit lorsque l'onde émise rencontre un obstacle quelconque, il faut tenir compte du type de matériau qui compose la surface, car celui-ci va déterminer la proportion de l'énergie de l'onde transmise (et donc de

l'énergie absorbée), ainsi que de l'énergie de l'onde réfléchie. Une étude a été menée à ce sujet **[5]**, montrant qu'il est tout à fait possible de prendre en compte ce genre de données dans la modélisation des capteurs US.

Modélisation d'environnements :
Cette modélisation est étroitement liée à celle définie pour les capteurs à ultrasons. En effet, il apparaît pour ces capteurs des phénomènes inhérents à la propagation des ondes acoustiques (atténuation, réflexion), qui dépendent en partie de la nature des surfaces de l'environnement, mais aussi des caractéristiques du milieu de propagation. Cependant il sera très difficile, voire impossible de faire intervenir dans la simulation ces dernières caractéristiques qui sont principalement la température et l'humidité du milieu. De plus nous ne pourrons pas tenir compte des déplacements des masses d'air, car cela nécessiterait une puissance de calcul trop importante.

RÉSULTATS

Evaluation d'un module de planification de trajectoire

Le rôle du système de simulation est de simuler le comportement de fauteuils roulants électriques traditionnels, mais aussi des fauteuils "intelligents". Ceci devient possible dès lors qu'on peut aussi modéliser les éléments utilisés par le robot mobile pour interagir avec son environnement (capteurs, odomètre…). Ainsi on peut tester par exemple les algorithmes de planification de trajectoires développés pour permettre au robot d'atteindre un point quelconque à partir d'une position donnée, et ceci en évitant les obstacles contenus dans l'environnement. Initialement, l'algorithme de planification génère un chemin dans un environnement à deux dimensions. Dans la réalité, ce chemin sert à établir la commande du robot, qui lui permet de suivre correctement le chemin désiré. Nous testons donc ce chemin généré en simulant son exécution dans un environnement à trois dimensions.
Habituellement, la mise au point de ce genre d'algorithme se fait en deux phases :
- simulation du comportement du robot (généralement dans des environnements à 2 dimensions, et en ne tenant pas compte des aspects cinématiques du robot),
- implémentation des algorithmes sur le robot réel. C'est cette dernière phase qui va faire l'objet de simulation dans un environnement virtuel.

Robot réel:
Le robot réel ***(Figure 1)*** est constitué d'un fauteuil roulant électrique, équipé d'un PC dont le rôle est de générer des chemins par le biais d’un algorithme de planification et de s'assurer que le fauteuil les exécute correctement. Afin de pouvoir contrôler les effets de ses actions, le robot est équipé d'une ceinture de 16 capteurs à ultrasons, qui permet de mesurer la distance qui le sépare des obstacles les plus proches, ainsi que d'un odomètre, qui donne une estimation de la position courante du robot.
Le déplacement du robot peut se faire selon trois modes:
- Le mode manuel, où le pilote décide seul du choix des commandes à exécuter (comme dans le cas d'un fauteuil électrique classique).
- Le mode semi-automatique, ou assisté: dans ce mode, le pilote peut faire appel à des primitives telles que le franchissement de porte ou le suivi de mur, ce qui a pour but de rendre plus confortable la conduite du fauteuil.
- Finalement, le mode automatique est caractérisé par une complète autonomie du robot, qui exécute le chemin planifié du point initial jusqu'à ce que le robot soit arrivé à la destination.
Dans ces trois modes, l'utilisateur peut arrêter le robot à tout moment par le biais d'un dispositif d'arrêt d'urgence, notamment en cas de danger.

Générateur de chemins:
L'algorithme de planification de chemin que nous nous proposons de tester est basé sur la méthode des potentiels initialement développée par **Khatib [6]**. Dans cette approche, le robot est assimilé à un point sans masse *("free flying point")* évoluant sous l'action de deux forces fictives et de natures différentes: l'une attractive est issue du point que l'on souhaite atteindre (point cible, ou *"goal"*), l'autre est la résultante des forces de nature répulsive induites par chaque obstacle contenu dans l'environnement. Dans notre cas, les éléments statiques (murs, tables, armoires…) de l’environnement bidimensionnel de base sont modélisés sous forme de rectangles, comme le montre la ***Figure 4***.

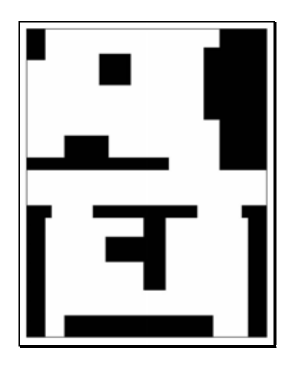
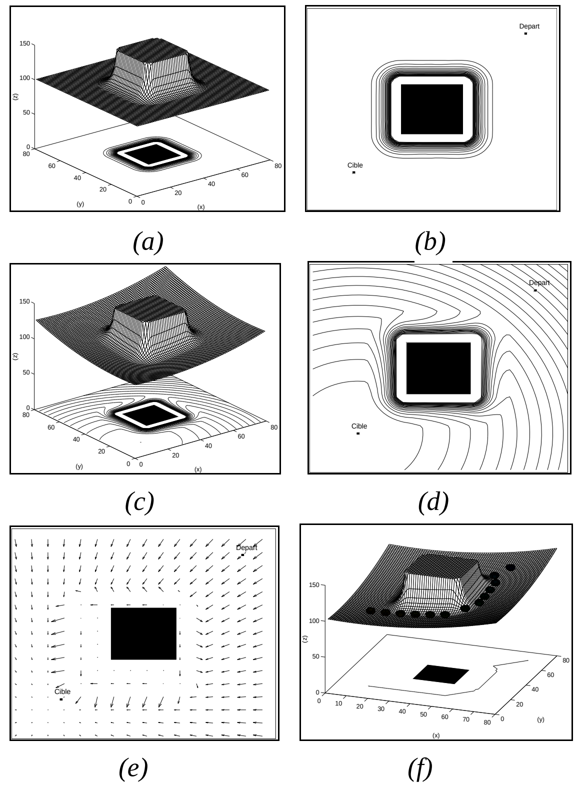


Figure 4: *Environnement 2D utilisé par l'algorithme de planification de chemin.*

On obtient ainsi un champ de forces qui définit la force qui existe en chaque point de l'espace libre (ou espace accessible par le robot). Comme tout champ de forces, on peut lui associer un champ de potentiel dont il dérive qui, une fois calculé, est utilisé par le robot pour se déplacer. En effet, si l'environnement dans lequel évolue le robot est contenu dans un plan (O, x, y), et si on représente sur l'axe z la valeur du potentiel au point (x, y), on obtient une surface caractérisée par des collines et des vallées. De la même manière que le ferait une bille qui évoluerait sur une telle surface et qui ne serait soumise à aucune force en dehors de son propre poids, le robot va naturellement se diriger dans le sens des potentiels décroissants, jusqu'à atteindre le point cible, et ceci en restant à une certaine distance des obstacles.
Les figures suivantes représentent les différentes étapes de calcul d'un chemin en utilisant la méthode des potentiels, dans le cas d'un seul obstacle de forme rectangulaire. Les figures **(5a)** et **(5b)** montrent la forme du potentiel répulsif associé à l'obstacle, ainsi que des lignes équipotentielles associées. En **(5c)** et **(5d)**, figurent le potentiel répulsif superposé au potentiel attractif (le plus souvent de forme paraboloïdale), ainsi que les équipotentielles correspondantes. La ***Figure 5e*** représente le champ de forces résultant qui dérive du champ de potentiel précédent. Finalement, le chemin est déterminé de la même manière qu'une bille qui évolue librement sur une surface dont chaque point a pour altitude la valeur de la fonction de potentiel résultant (attractif et répulsif), comme le montre la ***Figure 5f***.



(a) *(b)*
(c) *(d)*
(e) *(f)*

Figure 5: *Etapes successives du calcul d'un chemin en utilisant la méthode des potentiels.*

Le principal inconvénient de cette méthode réside dans l'existence de points où l'énergie potentielle présente un minimum local, et où la force fictive appliquée au robot s'annule, causant ainsi son immobilisation à un autre point que le point cible, caractérisé par un minimum absolu de l'énergie potentielle. Pour remédier à cette situation, nous avons calculé le champ de potentiel en utilisant des fonctions harmoniques, proposées par **Kim** et **Khosla [7]**, qui ont la particularité de ne présenter aucun minimum local. On constate cependant des situations de blocage qui apparaissent généralement dans le cas où le point initial et le point cible ne sont pas dans la même salle: le robot est dirigé inexorablement vers un des coins de la salle, sans pouvoir s'en échapper. Pour résoudre ce problème, et compte tenu du fait que le robot doit emprunter des portes ou des couloirs pour passer d'une salle à l'autre, on a imposé ces points comme points de passage obligatoires, et appliqué la méthode précédente entre chacun de ces points cible intermédiaires. Le résultat obtenu est satisfaisant dans la plupart des cas de figure ***(Figure 8)***, à l'exception tout de même de certaines situations très particulières comme par exemple lorsqu'on a des obstacles en forme de "U", ce qui peut produire des situations de blocage.

Le simulateur:
Son rôle est de simuler l'environnement utilisé par le planificateur de chemin, ainsi que l'évolution du robot dans cet environnement, d'une manière aussi réaliste que possible.
Pour simuler le comportement du robot réel, nous utilisons un modèle de l'environnement à 3 dimensions que l'on a créé à partir de l'environnement à 2 dimensions utilisé pour la mise au point de l'algorithme de planification ***(Figure 6)***. Le robot sera modélisé à deux niveaux: actuellement un modèle géométrique (***Figures 7a* et *7b***) prend en compte ses dimensions réelles, et sa non holonomie. Prochainement un modèle cinématique fera intervenir sa masse, les aspects inertiels, ainsi que les forces de frottements issues du contact entre les roues et le sol. Enfin pour que la simulation soit plus réaliste, une modélisation simplifiée des capteurs à ultrasons a été effectuée (***Figure 6***, où sont représentés seulement 2 capteurs sur les 16 dont le robot est équipé).

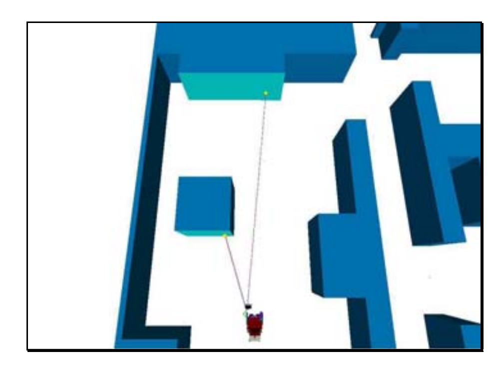


Figure 6: *Environnement 3D créé à partir de l'environnement 2D initial, et simulation de la mesure de distances à l'aide de capteurs à ultrasons (seuls deux sont visualisés).*

L'étape suivante doit conduire à l'élaboration d'un modèle de l'odomètre (avec gestion de l'accumulation des erreurs sur l'estimation de la configuration du robot), ainsi qu'à une amélioration du modèle des capteurs.



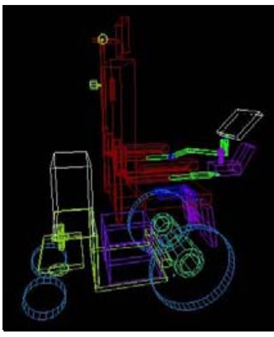


Figure 7: *Modélisation géométrique du robot*

Une fois que l'algorithme de planification a déterminé un chemin reliant la position initiale du robot et la position finale souhaitée (un exemple est donné par la ***Figure 8***), la simulation réalisée permet de visualiser le parcours du robot selon différents points de vue tout en tenant compte des éventuelles collisions avec l'environnement (***Figure 9***).

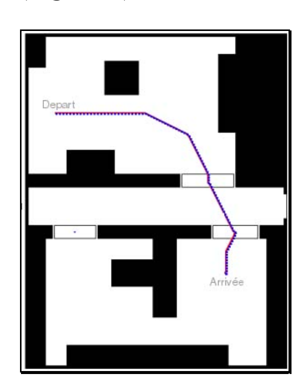


Figure 8: *Résultat de la planification de chemin.*

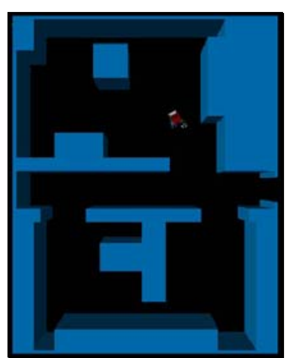


Figure 9: *Simulation de l'exécution de la trajectoire par le robot.*

Par le biais du casque de réalité virtuelle, on peut se mettre à la place du pilote, et voir ainsi tout ce qu'il aurait pu voir dans la réalité ***(Figure 10)***.

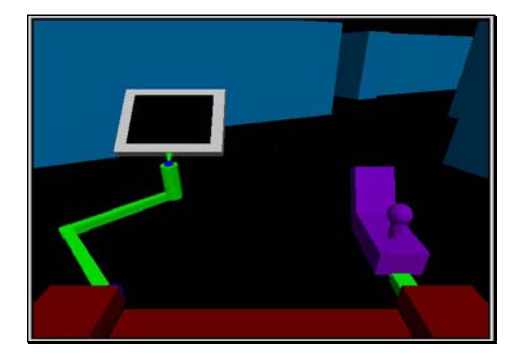


Figure 10: *Simulation de l'exécution de la trajectoire du point de vue du pilote.*

Ce mode de visualisation de la scène permet de juger de l'acceptabilité du chemin proposé par l'algorithme de planification. En effet, c'est à ce stade que l'on peut déceler des erreurs qui apparaissent généralement lors du passage de l'étape de simulation à celle de l'implémentation sur le robot réel.
C'est le cas par exemple des problèmes dus à la non holonomie du robot, mais aussi à une modélisation géométrique en 2D qui peut se révéler inadéquate. Par exemple dans le modèle géométrique 2D du PP201™, le robot est modélisé par un polygone qui délimite approximativement l'espace maximal occupé par le robot. Ainsi lorsqu'un élément du fauteuil est déplacé (par exemple le bras articulé sur lequel est monté l'écran), le robot modélisé en 2D va occuper un espace beaucoup plus grand qu'en réalité.
De plus, dans ce mode de visualisation, on peut juger de validité de la nature même de la commande choisie pour le robot, qui est établie généralement à partir de l'ensemble des points générés par le module de planification.
On peut aussi choisir de visualiser l'exécution de la trajectoire en plaçant à chaque instant l'observateur à la verticale du fauteuil, ce qui permet d'avoir une vision globale du fauteuil et de son environnement ***(Figure 11)***. On peut alors voir par exemple ce qui se passe à l'arrière du fauteuil (notamment les collisions), ce qui n'est pas possible dans le mode précédent.

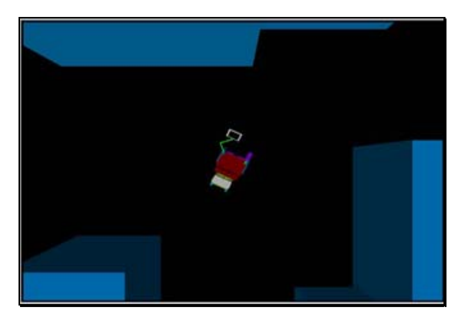


Figure 11: *Simulation de l'exécution de la trajectoire avec l'observateur placé à chaque instant au dessus du robot.*

De plus, on peut utiliser certaines fonctions comme on le ferait par le biais d'un magnétoscope (lecture, stop, retour arrière), ce qui simplifie grandement l'analyse de l'exécution d'une trajectoire donnée, notamment en utilisant une visualisation image par image. Ceci permet de mettre rapidement en évidence des erreurs de conception du fauteuil ou de ses divers algorithmes de commande. En outre, un outil graphique doit permettre de retracer les événements qui se sont produits lors de l'exécution de la trajectoire (collisions, changements brusques d'orientation et/ou de vitesse, d'accélération…).
Par cet aspect de répétitivité de l'expérience dans le temps, l'utilisation de la réalité virtuelle présente un avantage certain par rapport à une expérience traditionnelle qui aurait lieu dans le monde réel.

Matériel:

Nous avons utilisé une station de travail fonctionnant sous Windows NT équipée d'un processeur Pentium II 300MHz, ainsi que d'un casque de réalité virtuelle V6 de type *Flock of Bird* commercialisé par la société *Virtual Research*. La partie développement a été réalisée sous Visual C++, avec une bibliothèque de fonctions (World Tool Kit 8) adaptée aux simulations faisant appel à la réalité virtuelle.

CONCLUSION:

Nous avons présenté un projet de développement d'un système de simulation de fauteuils roulants électriques constitué d'une plate-forme de simulation, sur laquelle viennent se greffer plusieurs modules logiciels:

- Pour l'équipe médicale, une aide à la prescription de fauteuil devra permettre de choisir le fauteuil qui s'adapte le mieux à la personne handicapée. Cette aide contiendra une bibliothèque de fauteuils disponibles sur le marché.
- Pour l'utilisateur handicapé, une aide à l'apprentissage de la conduite d'un fauteuil classique ou intelligent.

Nous avons aussi présenté les premiers résultats obtenus par l'utilisation de la réalité virtuelle comme outil de simulation: un algorithme de planification de chemin a été évalué en utilisant un modèle géométrique d'un robot mobile existant (le VAHM: Véhicule Autonome pour Handicapés Moteurs). Ceci nous a permis de mettre en évidence des problèmes qui seraient apparus au moment de l'implémentation de l'algorithme sur le robot réel.

Au niveau de la simulation, on peut se déplacer (pour l'instant sur des plans non inclinés) dans un environnement virtuel en utilisant le fauteuil réel en mode manuel (avec les roues déconnectées des moteurs), avec des capteurs qui sont supposés idéaux.

A l'heure actuelle, les modèles utilisés pour la simulation sont incomplets, et doivent faire l'objet d'études plus approfondies: un modèle cinématique du robot doit être établi, pour prendre en compte ses aspects inertiels. Au niveau de l'environnement, on doit tenir compte la nature même des surfaces, puisqu'elle a des effets directs sur le mode de réflexion des ondes ultrasonores. Quant aux capteurs à ultrasons, un modèle plus affiné doit être créé, pour simuler de manière plus réaliste le comportement du fauteuil dans l'environnement virtuel. Enfin une émulation du déficit moteur de la personne handicapée doit être mise en place, afin d'éviter de faire intervenir des personnes handicapées dans les premières phases de test des fauteuils roulants.

RÉFÉRENCES :

1. G. Bourhis, Y. Agostini, *The VAHM Robotized Wheelchair: System Architecture and Human-Machine Interaction*, Journal of Intelligent and Robotic Systems, Vol 22, n°1, 1998, pp.39-50

2. S.L. Cox, A. Rahman, M.Desbonnet, *An Evaluation of Virtual Reality as a Tool to Assist in Trainig Children with Disabilities to Electric Wheelchair*, Assistive Technology on the Threshold of the Millenium, C.Bühler and H.Knops Eds, IOS Press, 1999, pp.233-238

3. M. Desbonnet, Dr. A. Rahman and Dr. S.L. Cox, *A Virtual Reality Based Training System For Disabled Children*, "Advancement of Assistive Technology", G.Anogianakis, C. Bühler and M.Soede Ed., IOS Press, 1997, pp.139-143

4. Steven A.Garand, Nigel Shapcott, *Computer Aided Wheelchair Prescription System (CAWPS)*, Proceedings of the RESNA'96 Annual Conference

5. K. D. Harris, M. Recce, *Experimental Modeling of Time-Of-Flight Sonar*, Robotics and Autonomous Systems 24 (1998), pp.33-42

6. O.Khatib, *Real-Time Obstacle Avoidance For Manipulators And Mobile Robots*, The International journal of robotics Research, Vol. 5, No. 1, pp.90-98, Spring 1986

7. J.O. Kim and P.Khosla, *Real-Time Obstacle Avoidance Using Harmonic Potential functions*, IEEE Transactions on robotics and automation, Vol. 8, No. 3, pp.338-349, June 1992.

8. A. Maslowski, P. Szynkarczyk &Al., *Simulation System for Analysis of Specialised Mobile Robots*, Microcomputers In Civil Engineering, 1997, Vol.12, pp.5-14, Cambridge, MA, USA

9. Max M. North, Sarah M. North and Joseph R. Coble, *Virtual Reality Therapy: An Innovative Modality For The Treatment Of Psychological Disorders*, 40th Annual Meeting of The Human Factors And Ergonomics Society, September 2-6, 1996, Philadelphia, Pennsylvania

10. Jari Ojala, Kenji Inoue &Al., *Development Of An Intelligent Wheelchair Using Computer Graphics And Simulation*, Computer Graphics Forum 10 (1991), pp. 285-295

11. Michael J. Potel, *Virtual Reality Provides Real Therapy*, IEEE Computer Graphics And Applications, July/ August 1997

12. Takenobu Inoue, Hideyuki Hirose &Al., *Development Of a Simulator of Powered Wheelchair*, Proceedings of the RESNA'98 Annual Conference, June 26-30 1998, pp.182-184

Utilisation de la Dynamique des Attracteurs et des Repousseurs comme Aide à la Navigation en Fauteuil Roulant :Propositions et Simulations

Pierre MALLET Gregor SCHÖNER

C.N.R.S.- Centre de Recherche en Neurosciences Cognitives 13402 Marseille Cedex 20 (France)
mallet@lnf.cnrs-mrs.fr , gregor@lnf.cnrs-mrs.fr

RESUME
Une aide à la navigation en fauteuil roulant utilisant la théorie des systèmes dynamiques non linéaires est proposée. Les contraintes de navigation sont l'atteinte d'un lieu spécifié par l'utilisateur tout en évitant les obstacles. La direction de déplacement est régie par un système dynamique qui converge vers une solution d'équilibre stable. Un contrôle de la vitesse de déplacement du fauteuil permet au véhicule de suivre l'attracteur résultant quand celui-ci se déplace par suite des données sensorielles changeantes au cours du temps. L'intégration des deux comportements, évitement des obstacles et atteinte du lieu spécifié, est obtenue par un choix judicieux des paramètres du modèle de navigation. Cette architecture génère des trajectoires douces et sans collision basées sur des informations de distance acquises en temps réel. Des simulations de navigation en intérieur sont présentées. Elles ont été construites avec un souci de réalisme quant aux dimensions du fauteuil relativement à la géométrie des lieux .

MOTS CLES : Systèmes dynamiques non linéaires, attracteurs, fauteuils intelligents, interface homme-machine ….

INTRODUCTION

L'autonomie de déplacement des personnes en situation de handicap dépend de l'assistance d'un tiers ou d'un fauteuil roulant.[7] Dans les cas des déficiences motrices les plus sévères, le fauteuil électrique est prescrit. La sécurité aux abords d'escaliers, l'évitement d'obstacles, le passage de portes nécessitent alors une attention soutenue de la part du pilote de ce type de véhicule, et ce malgré la grande variété d'interfaces d'entrée existants (commande vocale, joysticks, écran tactile, clavier...). D'importants travaux [8],[9] ,[10],[11],[12] proposent des solutions de coopération intelligente et efficace entre l'homme et un ensemble de fonctions automatiques embarquées, telles que le suivi de mur, l'évitement d'obstacles ou encore le passage de portes. Ces solutions hybrides, entre le tout manuel et le tout automatique, peuvent ainsi prendre en compte la complexité des environnements naturels de déplacement. Généralement issues du monde de la robotique autonome, ces techniques de navigation utilisent, tout au moins dans leur version la plus évoluée, un modèle global et dynamique de l'environnement. De tels modèles de l'environnement sont habituellement construits en temps réel dans le meilleur des cas, et principalement obtenus au moyen de capteurs ultrasons, pour des raisons évidentes de coût de revient. Les limitations de ce type de capteur sont bien connues et une littérature abondante propose des techniques sophistiquées pour s'en affranchir [13],[14],[15]. Enfin l'intégration des commandes motrices, ou odométrie, permet de disposer d'une estimation de la position du véhicule, qui doit être recalée à intervalles réguliers avec la position réelle [4].

L'approche dynamique a été initialement développée [1] comme une méthode de planification de trajectoires utilisant des représentations métriques des obstacles et des cibles à atteindre. Cette approche fournit un langage théorique pour la construction d'architectures robotiques mobiles, autonomes et comportementales. Son formalisme est celui de la théorie mathématique des systèmes dynamiques, et son inspiration biologique provient des réseaux de neurones. A l'intérieur de ce cadre théorique, les comportements sont définis par les solutions asymptotiquement stables, ou attracteurs, de systèmes dynamiques construits autour de variables judicieusement choisies. Celles ci doivent pouvoir être couplées aux effecteurs ainsi qu'aux capteurs d'environnement, et jouir d'une certaine invariance par rapport à des changements du milieu dans lequel évolue le système. De récents travaux [2],[3] ont démontré l'application de cette approche sur des systèmes dotés de capteurs de distance simples et bon marché, et de plus sans connaissance à priori de l'environnement. Cet article propose l'application de l'approche dynamique au problème de la navigation en fauteuil roulant en environnement domestique. Après avoir détaillé les modèles d'obstacle et de cible retenus, puis l'intégration des deux comportements évitement d'obstacles et atteinte du lieu spécifié, des simulations construites avec un souci de réalisme quant aux dimensions du fauteuil relativement à la géométrie des lieux sont présentées. Enfin, des conclusions sur l'intérêt de l'approche dynamique pour une telle application, ainsi que la description des futurs travaux à venir, sont données.

EQUATION DIFFERENTIELLE REGISSANT LA DIRECTION DE DEPLACEMENT

Evitement d'obstacles

Pour l'approche dynamique [1], la génération de comportements consiste à donner à des variables de contrôle des valeurs dans le temps, et ce au moyen de systèmes dynamiques. En robotique mobile autonome la direction de déplacement ϕ du véhicule, repérée par rapport à un axe de référence fixe extérieur, est une telle variable de contrôle. Un système dynamique de la forme $\frac{d\phi}{dt} = f(\phi, paramètres)$ régit l'évolution de cette variable ϕ au cours du temps.

La forme de la fonction f et la valeur des paramètres sont choisies de telle sorte que le système converge à tout instant vers une solution d'équilibre stable, appelée aussi *point fixe*, pour laquelle $\frac{d\phi}{dt} = 0$.

Les contraintes de déplacement érigées par l'environnement se définissent par des directions à éviter ψ_{obsi} et/ou des directions à atteindre ψ_{cible} (Fig. 1).

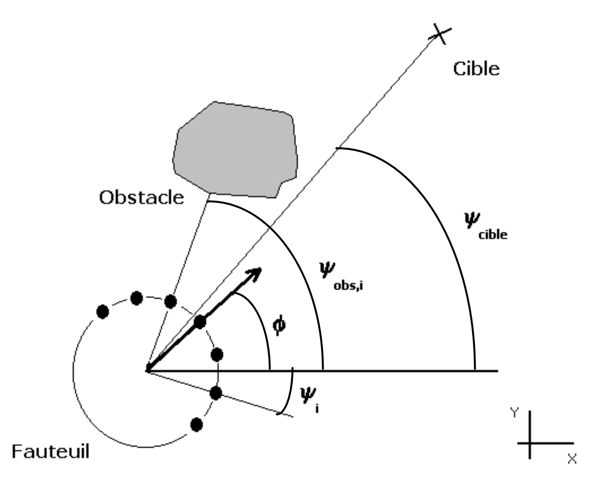


Figure 1: Les contraintes de déplacement érigées par l'environnement se définissent par des directions à éviter ψ_{obsi} et/ou des directions à atteindre ψ_{cible} . ψ_i représente la direction dans laquelle regarde le capteur i. Toutes les directions sont repérées par rapport à un repère fixe extérieur XY. Les quantités ψ_{obsi} et ψ_{cible} sont en particulier indépendantes de la valeur courante de ϕ.

Les forces de répulsion virtuelles renvoyées par les obstacles détectés sont centrées sur les directions ψ_i et sont choisies modulo 2π de la forme :

$$f_{obs,i}(\phi) = \lambda_i(\phi - \psi_i)\exp\left[-\frac{(\phi-\psi_i)^2}{2\sigma_i^2}\right] \qquad (1)$$

La Figure 2 illustre une telle fonction $f_{obs,i}(\phi)$, pour un obstacle détecté dans la direction $\phi = 3\pi/4$.

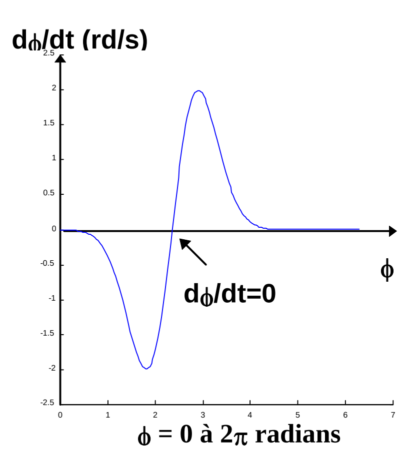


Figure 2 : Modélisation de l'action d'un obstacle repéré dans la direction $\phi = 3\pi/4$. La pente positive au point fixe $d\phi/dt = 0$ indique un point d'équilibre instable appelé aussi repousseur. Lorsque le temps croit, le système diverge à partir de cette direction $\phi = 3\pi/4$ qui est à éviter.

Les quantités $\phi - \psi_i$ sont fixes et leurs valeurs dépendent du nombre et du type de capteurs utilisés, qui sont généralement uniformément répartis autour de la direction de déplacement.

La quantité λ_i est une fonction décroissante de la distance à l'obstacle mesurée par le capteur i.

$$\lambda_i = \beta_1 \exp\left[-\frac{d_i}{\beta_2}\right] \qquad (2)$$

Le paramètre β_1 fixe la force maximale de la répulsion, et le paramètre β_2 détermine la décroissance de cette même répulsion en fonction de l'éloignement à l'obstacle. La Figure 3 illustre l'influence du paramètre λ sur la forme de la fonction obstacle.

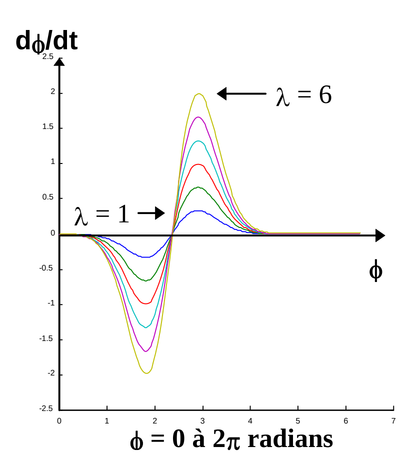


Figure 3: Influence du paramètre λ , variant ici de 1 à 6, sur la forme de la fonction obstacle .

La quantité σ_i définit quant à elle la largeur angulaire de l'influence de l'obstacle, le fauteuil devant pouvoir passer à côté de celui ci sans collision . La projection dans le plan de la sensibilité angulaire des capteurs utilisés est représentée dans l'expression de σ_i par la quantité $\Delta\theta$.

$$\sigma_i = \arctan\left[\tan\left(\frac{\Delta\theta}{2}\right) + \frac{R_{fauteuil}}{R_{fauteuil} + d_i}\right] \quad (3)$$

La Figure 4 illustre l'influence du paramètre σ_i^2 sur la forme de la fonction obstacle.

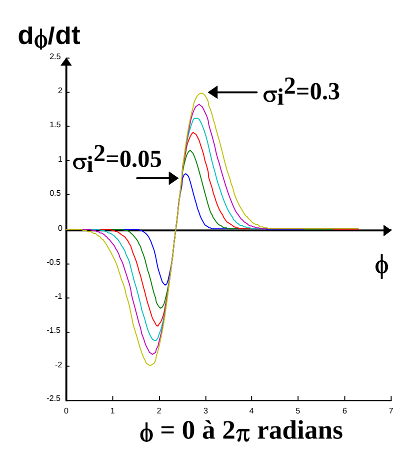


Figure 4: Influence du paramètre σ_i^2 , variant ici de .1 à 0.6, sur la forme de la fonction obstacle.

Les contributions de l'ensemble des capteurs, ici au nombre de sept, sont ajoutées :

$$\frac{d\phi}{dt} = f_{obs}(\phi) = \sum_{i=1}^{7} f_{obs,i}(\phi)$$
(4)

Atteinte du lieu spécifié

Les coordonnées du lieu à atteindre sont supposées connues et une estimation de la position du fauteuil (x_f, y_f), dans le repère fixe extérieur, est obtenue en intégrant les équations de déplacement (5) et (6), dans lesquelles υ désigne la vitesse du véhicule et ϕ la direction de déplacement :

$$\frac{dx_f}{dt} = \upsilon\cos(\phi(t)) \quad (5) \quad \text{et} \quad \frac{dy_f}{dt} = \upsilon\sin(\phi(t)) \quad (6)$$

La direction à suivre peut ainsi être calculée à chaque instant par la relation :

$$\psi_{cible} = \arctan\left(\frac{y_{cible} - y_f}{x_{cible} - x_f}\right)$$
(7)

Cette direction à suivre sert alors à définir une solution asymptotiquement stable, ou attracteur, du système dynamique :

$$\frac{d\phi}{dt} = f_{cible}(\phi) = -\lambda_{cible}\sin(\phi - \psi_{cible})$$
(8)

L'étendue angulaire de cet attracteur est égal à 2π, et il est à noter la présence d'un repousseur dans la direction opposée. La figure 6 issue des résultats de la simulation illustre un tel attracteur défini par la direction $\phi = \pi / 4$.

Intégration des deux comportements

Le comportement global souhaité, évitement des obstacles et atteinte du lieu spécifié, est construit à partir de la somme des deux comportements élémentaires,

$$\frac{d\phi}{dt} = f_{obs}(\phi) + f_{cible}(\phi)$$
(9)

la prévalence de l'évitement d'obstacles étant obtenue par une relation d'ordre du type :

$$\lambda_{\text{évitements des obstacles}} >> \lambda_{\text{atteinte du lieu spécifié}}$$
(10)

Enfin un terme de bruit blanc gaussien est rajouté au système dynamique global afin d'échapper au bassin d'attraction de certains repousseurs et de reproduire dans le cas de simulations les fluctuations introduites par les capteurs et la motorisation du système réel :

$$\frac{d\phi}{dt} = f_{obs}(\phi) + f_{cible}(\phi) + f_{stoch}$$
(11)

CONTROLE DE LA VITESSE DE DEPLACEMENT

Puisque le fauteuil se déplace dans son environnement au cours du temps, les informations sensorielles de distance changent également. Il s'ensuit un déplacement des attracteurs et des repousseurs, déplacement qui doit être suffisamment lent par rapport à la vitesse du véhicule, pour que celui-ci reste à chaque instant proche d'un attracteur ou état stable. La vitesse de déplacement doit donc être contrôlée. Si le fauteuil se déplace à vitesse constante, vue depuis sa position courante, la direction ψ dans laquelle se trouve le lieu à atteindre ou l'obstacle détecté varie en première approximation suivant :

$$\frac{\Delta\psi}{\Delta t} \approx \frac{\upsilon}{d}$$
(12)

expression dans laquelle d représente la distance à la cible, ou à l'obstacle détecté, et υ la vitesse de déplacement. La quantité $\Delta\psi/\Delta t$ (rd/s) est un paramètre du modèle de navigation et la vitesse de déplacement imposée doit satisfaire l'équation (12). Ce paramètre devra en particulier être beaucoup plus grand que le temps de relaxation de l'attracteur résultant. Un moyen simple pour contrôler la vitesse consiste alors à utiliser la relation :

$$\upsilon = \frac{\Delta\psi}{\Delta t} \times d_{\min}$$
(13)

dans laquelle d_{min} désigne la distance minimum mesurée. Pour des contrôles plus sophistiqués de la vitesse, voir [3].

SIMULATIONS

Les simulations ont été générées par un simulateur écrit en MATLAB [6]. La figure 5 illustre le type de scène utilisée. Le fauteuil roulant est représenté par un triplet (x, y, ϕ) constitué des deux coordonnées cartésiennes et de la direction de déplacement. Les coordonnées cartésiennes sont actualisées en utilisant les équations (5) et (6). La direction de déplacement ϕ et la vitesse de déplacement v, sont obtenues respectivement par la résolution du système dynamique (11) et l'utilisation de l'équation (13). L'équation différentielle est intégrée en utilisant une formule d'Euler avec un pas de temps fixe et une information de distance qui est calculée une fois par cycle. Les environnements modélisés sont constitués d'objets polygonaux. Le simulateur recense pour chaque capteur i, les points d'intersection entre la direction de visée ψ_i, qui est fixe par rapport à la direction de déplacement ϕ , et l'ensemble des segments constituant la scène.

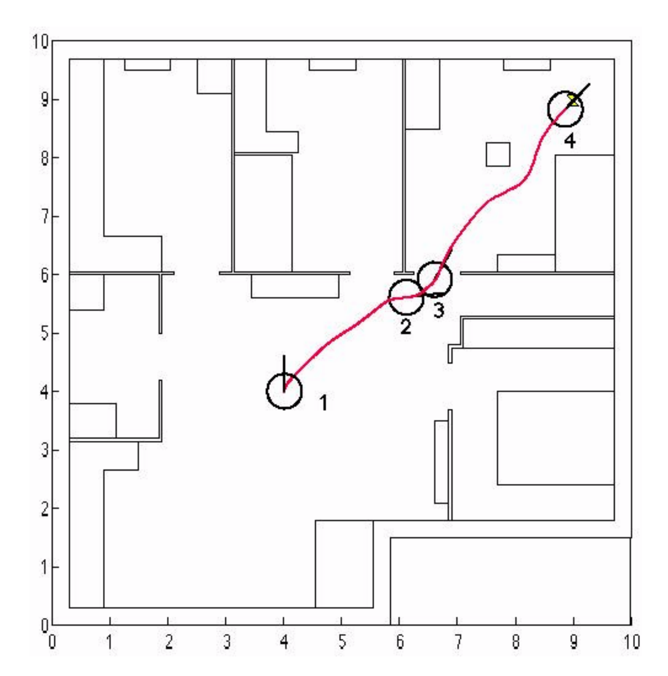


Figure 5: *Un exemple de scène d'intérieur peu encombrée construite avec le simulateur. Les ouvertures des portes ont une largeur de 0.8 m, le fauteuil a une géométrie circulaire de diamètre 0.6 m et les cloisons ont une épaisseur de 5 cm. La position et l'orientation initiales sont connues, le lieu à atteindre est repéré par une croix en haut à droite de la figure.*

Afin de reproduire dans le plan le cône d'émission et réception d'un capteur physique, infrarouge ou sonar par exemple, chaque direction de visée ψ_i est élargie à un ensemble de "rayons" de visée. Le simulateur calcule enfin la distance entre le point d'intersection trouvé et le centre du véhicule. Le rayon de ce dernier est retranché, et pour chaque direction de visée ψ_i, la distance la plus courte est retenue. Les figures 6, 7, 8, 9, 10 et 11 visualisent en différents points de la trajectoire suivie, la contribution des obstacles, celle du lieu à atteindre ainsi que la dynamique globale de déplacement. Aucune cartographie des lieux n'est connue à priori et la trajectoire n'est pas non plus prédéterminée.

La position n°1 est la position initiale du déplacement à effectuer. Les coordonnées du lieu à atteindre sont repérées par rapport à cette position d'origine et la direction de déplacement initiale est égale à $\pi / 2$. Afin de se rapprocher au mieux des capteurs infrarouges utilisés au laboratoire, l'horizon de visibilité du modèle capteur a été fixé à 0.7 m à partir de la périphérie du fauteuil. Celui-ci va prendre dès le départ la direction de la destination, puisque aucun obstacle environnant ne lui

impose alors de mouvement d'évitement. La figure 6 illustre la contribution de cette destination qui génère un attracteur situé environ dans la direction $\phi = \pi / 4$.

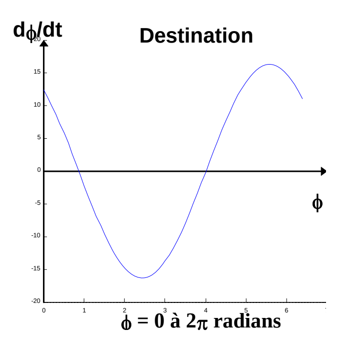


Figure 6*:* attracteur défini par la direction du lieu à atteindre, ici $\phi = \pi / 4$.

La légère inflexion de la trajectoire avant d'atteindre la position n°2 peut être interprétée comme une trajectoire non optimisée, mais elle est en fait liée à l'horizon de visibilité limité du modèle capteur, et reflète la perception d'obstacles principalement situés sur le coté gauche du fauteuil à ce moment là. En position 2, la contribution du capteur n°7 est dominante et la figure 7 illustre la force de répulsion "virtuelle" renvoyée par la portion de cloison limitée et située à gauche du fauteuil. La figure 8 visualise la sommation de l'ensemble des contributions des obstacles, qui présente un repousseur de forte amplitude, et centré sur une direction très proche de la direction de visée du capteur n°7.

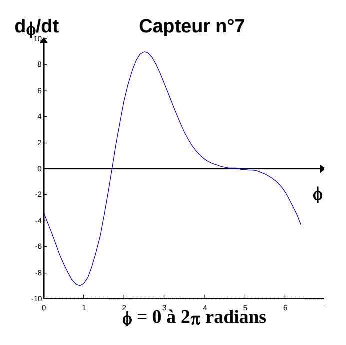


Figure 7*:* Contribution du capteur n°7 illustrant la force de répulsion "virtuelle" centrée sur la direction $\phi = \pi / 2$ et renvoyée par la portion de cloison limitée située à gauche du fauteuil situé en position n°2.

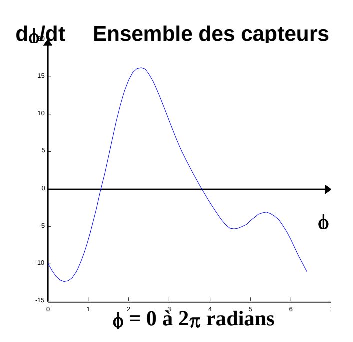


Figure 8*:* Sommation de l'ensemble des contributions des obstacles présentant un repousseur de forte amplitude et centré sur une direction très proche de celle de visée du capteur n°7. L'obstacle détecté est ici la portion de cloison limitée et située à gauche du fauteuil en position n°2.

La figure 9 illustre quant à elle la dynamique globale de déplacement qui présente un attracteur pour une valeur de ϕ très légèrement positive. Cet attracteur est relativement éloigné de celui qui est généré par la destination , qui est à cet instant très peu différent de celui illustré par la figure 6. C'est la forte contribution des obstacles dans la direction $\phi = \pi / 2$ qui est responsable de ce décalage pour cette position du fauteuil.

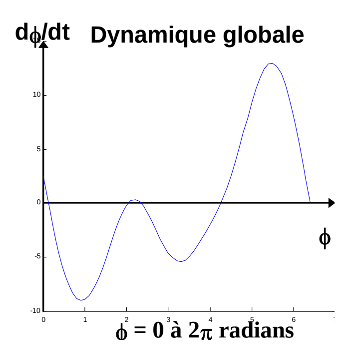


Figure 9*:* Dynamique globale de déplacement lorsque le fauteuil est situé en position n°2.

En position 3, la porte ouverte ou absence d'obstacles dans cette direction, contribue à générer la présence d'un attracteur situé entre deux repousseurs, créés quant à eux par les deux cloisons situées de part et d'autre du fauteuil. La figure 10 illustre la présence de cet attracteur existant déjà dans la contribution des obstacles.

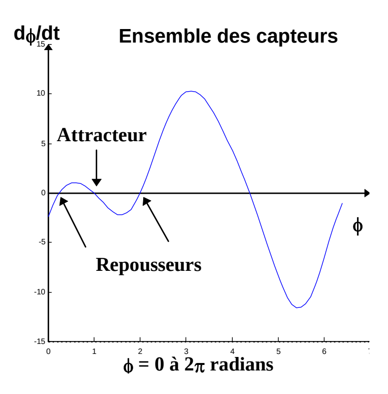


Figure 10*:*

Enfin la conjugaison de cet attracteur et de celui que génère la direction du lieu à atteindre, conduit pour la dynamique globale à l’existence d’un attracteur renforcé qu’illustre la figure 11.

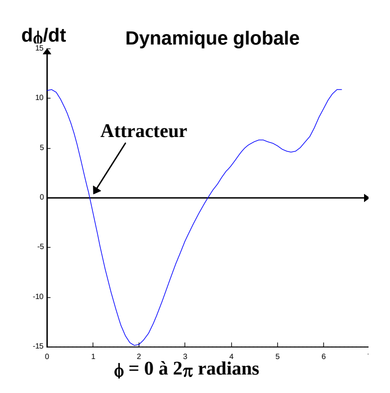


Figure 11*:* Dynamique globale de déplacement lorsque le fauteuil est situé en position n°3.

CONCLUSIONS

L’approche dynamique s’avère donc être un moyen intéressant pour la génération de comportements. Dans le cas étudié, les trajectoires générées sont douces et le même formalisme, au demeurant fort simple, permet le passage de portes, l’évitement d’obstacles ainsi que l’atteinte d’un lieu spécifié par l’utilisateur. D’autres avantages de cette approche sont la faible taille du code ainsi que la disponibilité d’outils de diagnostics inhérents au formalisme employé. Aucune cartographie des lieux n’est nécessaire et une récente implémentation de ce type de comportements [2], [3], sur une plate-forme matérielle dotée de capteurs simples, bon marché, grossièrement calibrés a prouvé au delà de ces simulations la validité de l’approche. De récents contacts avec des industriels du monde des fauteuils roulants électriques nous permettent d’envisager de disposer d’un véhicule aux dimensions plus compatibles avec l’application visée.

BIBLIOGRAPHIE

1. G.Schöner, M Dose and C Engels, "Dynamics of behavior : Theory and applications for autonomous robot architectures," *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 16, pp. 213-245, 1995.
2. E Bicho and G.Schöner, "The Dynamic approach to autonomous robotics demonstrated on a low-level vehicle platform," *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 14, pp. 23-35, 1997.
3. E Bicho, P Mallet and G.Schöner, "Using Attractor Dynamics to control autonomous vehicle motion," In Proceedings of IECON’98, IEEE Industrial Electronics Society, pp. 1176-1181, 1998.
4. A Steinhage and G Schöner, " Self-calibration based on invariant view recognition: Dynamic approach to navigation," Robotics and Autonomous Systems Vol 20, pp. 133-156, 1997.
5. A Pruski, "Robots mobiles autonomes," *Techniques de l’Ingénieur*, traité Mesures et Contrôle R 7 850 pp. 1-18, Décembre 1998.
6. C REY, "Simulateur de robots autonomes basé sur l’approche dynamique," In Rapport de stage de maitrise d’informatique, Université Blaise Pascal, Clermont-Ferrand, France, Juin 1999.
7. M Mokhtari, "Intéraction homme-machine pour la compensation du handicap moteur (Application à l’Analyse Quantitative de la Télémanipulation)," In Thèse de Doctorat Université Pierre et Marie Curie, Paris, France 1997.
8. G Bourhis, K Moumen, P Pino, S Rohmer and A Pruski, "Assisted navigation for a powered wheelchair," IEEE Inter.Conf. on Systems, Man and Cybernetics, Le Touquet, France. pp. 553-55[illegible] 1993.
9. Y .Agostini, G Bourhis "Human-oriented architecture for an intelligent powered wheelchair," In IFAC-Workshop on DAR’S 95, Vienna, Austria September 19-20, pp. 127-132, 1995.
10. L A Jaros, D Bell, S P Levine, J Borenstein and Y Koren, "Navchair : Design of an Assistive Navigation System for Wheelchairs," In RESNA ’93, Las Vegas, Nevada, pp. 379-381, 1993.
11. D. A. Bell, J Borenstein, S.P. Levine, Y Koren and L Jaros "An assistive navigation system for wheelchairs based upon mobile robot obstacle avoidance," In IEEE Int. Conf. On Robotics and Automation, San Diego, California , pp. 2018-2022, 1994.
12. C Bühler, R Hoelper, H Hoyer and W Humann, "Autonomous robot technologie for advanced wheelchair and robotic aids for people with disabilities," *Robotics and Autonomous Systems* Vol. 14 pp. 213-222, 1995.

13. J Borenstein and Y Koren "Error Eliminating Rapid Ultrasonic Firing for Mobile Robot Obstacle Avoidance," *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, Vol. 11, No 1, pp. 132-138, February 1995.

14. J Leonard and H. F. Durrant-Whyte "Directed Sonar Sensing for Mobile Robot Navigation," Hingham, MA : Kluwer Academic,1992.

15. J Borenstein and Y Koren "The vector fied histogram—Fast obstacle avoidance for mobile robots," *IEEE Transactions on. Robotics Automation*, vol. 7, no. 3, pp. 278-288, 1991.

Concilier développements technologiques et évaluations itératives pour améliorer le robot Manus

M. Mokhtari[1,2], J. Heidmann[2], B. Grandjean[2], N. Didi[2], A . Roby-Brami[2]

[1] Institut National des Télécommunications, INT Evry
[2] INSERM-CREARE (U.483), Université Pierre & Marie Curie, Paris

RESUME

L'objectif de ces travaux de recherche est de faire évoluer les systèmes d'aides techniques complexes, tels que les robots d'aides aux personnes handicapées ou les systèmes de contrôle de l'environnement, de façon à répondre aux mieux aux attentes des utilisateurs. La stratégie adoptée consiste, d'une part à mettre au point des méthodes d'évaluations rigoureuses pour mettre en évidence les besoins des personnes handicapées en termes d'aides techniques, et d'autre part à s'investir dans le développement technologique des produits pour en assurer leur adaptation tout au long du processus de développement.

Dans le cadre du projet européen Commanus[1], nous nous sommes engagés avec un certain nombre de partenaires[2] européens à améliorer l'architecture matérielle et logicielle de la boite de commande du robot Manus de façon à favoriser l'implémentation de nouvelles fonctionnalités nécessaires aux utilisateurs.

Cet article décrit la méthode d'évaluation mise en place pour recueillir les recommandations des utilisateurs handicapés, ainsi que les développements entrepris pour favoriser l'utilisation et l'intégration du robot Manus dans la vie quotidienne des personnes ayant perdu la capacité d'utiliser leurs propres membres supérieurs pour effectuer les tâches de la vie quotidienne.

INTRODUCTION

Le robot MANUS est une aide technique multifonctionnelle remplaçant les fonctions du membre supérieur et de la main. Il est embarquable sur un fauteuil électrique et a pour vocation d'être utilisable dans un environnement non configuré et donc, totalement ouvert[3].

C'est un bras télémanipulateur robotisé à six degrés de liberté. Une pince à l'extrémité du bras autorise la saisie d'objets (charge de 1 kg) dans toutes les directions à l'aide d'un clavier ou d'un joystick.

La commande du robot est effectuée à l'aide d'une architecture de commande qui est constituée de 3 modes de base : le **mode Principal** permet essentiellement de déplier et replier le bras, le **mode Cartésien** permet de commander le déplacement (X, Y,et Z) et l'orientation (Azimuth, Elévation et Roulis) de la pince du robot par rapport à sa colonne centrale, et le **mode Articulaire** est dédié à la commande de chaque articulation du bras robotique indépendamment les unes par rapport aux autres.

L'amélioration technologique a donné dans un premier temps naissance à de nouveaux modes de commande, notamment le mode Point-à-Point (Point-to-Point) qui permet la réalisation de gestes préprogrammés en mode automatique et le mode Enregistrement quant à lui qui permet à l'utilisateur d'enregistrer une position dans l'espace des tâches pour pouvoir plus tard exécuter un geste préprogrammé afin d'atteindre à nouveau cette position [1].

L'équipe de recherche a développé une méthode d'analyse quantitative de l'interaction Homme–Machine [4]. Cette méthode consiste à mémoriser toutes les actions de l'utilisateur sur l'interface de commande du robot. Pour se faire, un ordinateur est placé entre l'interface d'entrée et l'unité de commande du Manus . Lorsque cette méthode est appliquée lors des évaluations à domicile, le matériel est alors fixé au fauteuil. Le programme informatique va détecter la touche enfoncée et transmettre la commande à la boite de contrôle du robot, pour être exécutée via une carte interface CAN[3]. Le bus CAN véhicule différents types de messages entre l'ordinateur et le Manus (position angulaire du bras, messages du robot, mode de contrôle et actions exécutées) et permet d'enregistrer ces informations[5].

Nous avons organisé les évaluations en deux phases distinctes :

- **La première phase** a été réalisée avec les 3 modes de base : **Principal**, **Cartésien** et **Articulaire** (***modes***

[1] COMMANUS project, DGXII, Biomed-Craft Program
[2] Exact Dynamics, RTD-Hetdorp et TNO-TPD aux Pays Bas ; OXIME en Angleterre ; et AFM, INT, INSERM et A6R en France

[3] Controler Area Network

MANUS). Cependant, le mode articulaire n'a jamais été appris aux évaluateurs, pour des raisons de complexité et d'accroissement des temps d'apprentissage. Les évaluateurs participent à plusieurs séances d'apprentissage du MANUS. Lors de la dernière séance ils réalisent un scénario que nous enregistrons afin d'avoir des données quantitatives sur l'évaluation. De plus, nous leur soumettons un questionnaire qui nous fournit des données qualitatives quant à l'évaluation.

- **La seconde phase** est réalisée avec les modes de base plus les modes **Point-à-Point** et **Enregistrement** (***Modes Commanus***). De la même manière, quelques séances sont consacrées à l'apprentissage, et la dernière séance est destinée à l'enregistrement du même scénario que précédemment. Un second questionnaire est également proposé.

EVALUATION QUANTITATIVE : RESULTATS PRELIMINAIRES

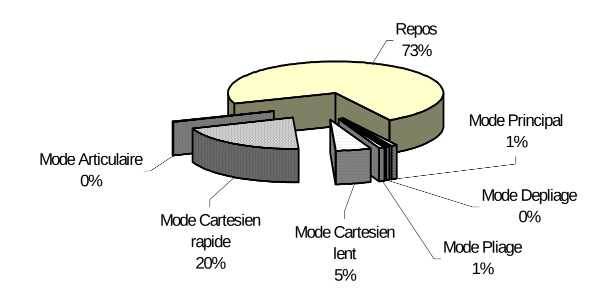
Les résultats que nous présentons correspondent à des moyennes de l'ensemble des utilisateurs ayant participé à un enregistrement du scénario.

Une première représentation générale des données enregistrées pendant les évaluations consiste à montrer la répartition du temps passé dans les différents modes d'utilisation du robot Manus[2].

Les graphes suivants (Fig. 3) montrent ainsi que les utilisateurs passent la majeure partie du temps au « repos » : 73% avec les **modes MANUS** et 71% avec les **modes COMMANUS**. Il est difficile d'interpréter correctement ce résultat car ce temps de repos correspond à plusieurs événements :

- Un temps de repos « pur » pendant lequel l'utilisateur ne s'occupe pas du tout du robot
- Un temps de réflexion nécessaire pour décider sur quelle touche appuyer
- Enfin un temps physiologique nécessaire à l'exécution d'un mouvement moteur (temps pouvant être accentué selon le degré de handicap moteur).
- Un temps qui correspond à la nécessité d'immobiliser la pince pendant la tâche (ex. tenir une glace à proximité de la bouche).

Pourcentage temps : Scénario (modes MANUS)
Tps total enregistrement 00:35 (hh:mn)



Pourcentage de temps : Scénario (modes COMMANUS)
Durée enregistrement 00:27 (hh:mn)

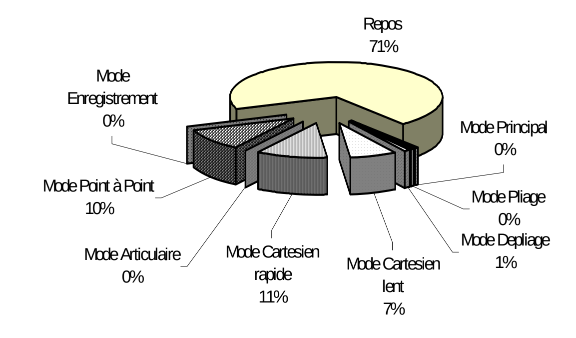


Figure 1 : Temps d'utilisation du Manus par rapport à chaque mode

Les modes utilisés le plus longtemps sont les **modes Cartésien rapide et Cartésien lent** pour la commande Manus, alors que pour la commande Commanus, les utilisateurs ont utilisé le **mode Point-à-Point** à la place du **mode Cartésien rapide** . Le **mode Principal** occupe très peu de temps, quant au **mode Articulaire** il a été très peu utilisé car il n'a pas été présenté aux utilisateurs.

Ces résultats montrent que le mode Cartésien rapide, maniable et apprécié correspond à la recherche pour les utilisateurs d'une certaine rapidité d'action. Ils n'utilisent le mode Cartésien lent que quand la tâche est délicate et demande beaucoup de précision. Dans ce cadre il était prévisible que le mode Point-à-Point viendrait empiéter le temps d'utilisation du mode Cartésien rapide qui est principalement utilisé pour des grands mouvements peu précis : déplacements pour lesquels le mode Point-à-Point est justement prévu.

Le mode Principal n'est utilisé que pour changer de vitesse et passer aux modes Pliage et Dépliage du bras Manus. Dans cette évaluation, les conditions étaient expérimentales : le bras Manus était déplié au début de la séance puis replié en fin de séance quand toutes les tâches étaient réalisées. C'est pourquoi on observe si peu d'utilisation des modes Pliage et Dépliage. Il serait intéressant toutefois de mesurer l'utilisation de ces

modes lorsque le bras Manus est utilisé au quotidien, à domicile.

Ces mêmes résultats peuvent également être représentés par une répartition par nombre d'actions effectuées dans chaque mode :

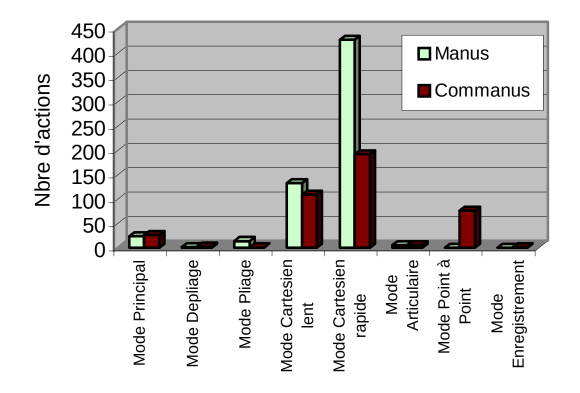


Figure 2: Comparaison du nombre d'actions par modes avec commandes MANUS ou COMMANUS
Nbre actions total : Manus (604) / Commanus (414)

Le nombre d'actions réalisées dans chacun des modes évolue exactement de la même façon : 428 actions sont exécutées dans le mode Cartésien rapide avec la commande Manus, alors que seules 191 actions y sont exécutées avec la commande Commanus. Le mode Point-à-Point vient récupérer 77 actions. Par contre l'utilisation du mode Cartésien lent reste stable.

Cela signifierait que le mode Point-à-Point permet de diminuer considérablement le nombre d'actions nécessaires pour réaliser les grands déplacements mais a moins d'impact sur la durée de réalisation de ces mouvements.

DEVELOPPEMENTS TECHNOLOGIQUES
Les participants au projet Commanus s'attachent à développer la technique, l'électronique et le logiciel en se focalisant désormais sur l'utilisabilité du robot et en intégrant dans celui-ci de nouveaux modes de contrôles ainsi que des méthodes de télédiagnostics vouées à la télémaintenance. Le tout est axé sur une standardisation et une compatibilité des différentes technologies utilisées avec d'autres types d'aides techniques informatisées (fauteuil électrique, domotique,..).

Les grands axes de travail sont :

- Le développement d'une nouvelle architecture matérielle de type PC 104 compatible avec la plupart des cartes d'interfaces existantes sur le marché
- Le développement d'une architecture de commande logicielle ouverte et modulable. Cela permettra d'assurer l'adaptabilité du système par des outils destinés aussi bien au technicien, qu'à l'ergothérapeute ou même le patient afin de configurer le système selon les besoins.
- Le développement d'un système de télédiagnostic et de télémaintenance dans le but de réduire de façon considérable les temps nécessaires au dépannage du robot. Vu l'expansion des réseaux et en particulier celui d'Internet, un groupe de travail est en train de mettre en place un système qui permettra d'envoyer des commandes et de recevoir des information du Manus à distance via le réseau téléphonique ou via Internet [6]. Le but est de proposer un service après-vente convenable à des personnes handicapées utilisant le Manus situées dans des zones géographiques éloignées du constructeur du robot (Exact Dynamics, Pays Bas).

ARCHITECTURE LOGICIELLE
Dans le cadre du projet Commanus, l'INSERM et l'INT participent au développement de nouvelles interfaces de commandes afin d'améliorer les commandes de contrôles du robot MANUS. Cette phase d'amélioration vise à avoir une architecture logicielle modulaire et ouverte afin de faciliter son intégration, sa maintenance et son évolution sur trois niveaux principaux:

- *Niveau interface utilisateur (OT, Occupational therapist) :* représente la tierce personne qui va adapter l'interface de commande pour éviter d'avoir les configurations figées des interfaces d'entrée comme c'est le cas pour les robots Manus actuels.

- *Niveau système de commande (Utilisateur)* : apporte une nouvelle architecture qui s'adapte aux nouvelles approches des interfaces d'entrée et aux nouveaux modes de commande.

- *Niveau Télémaintenance et télédiagnostic* : permet une télémaintenance du robot à distance via le réseau téléphonique ou Internet

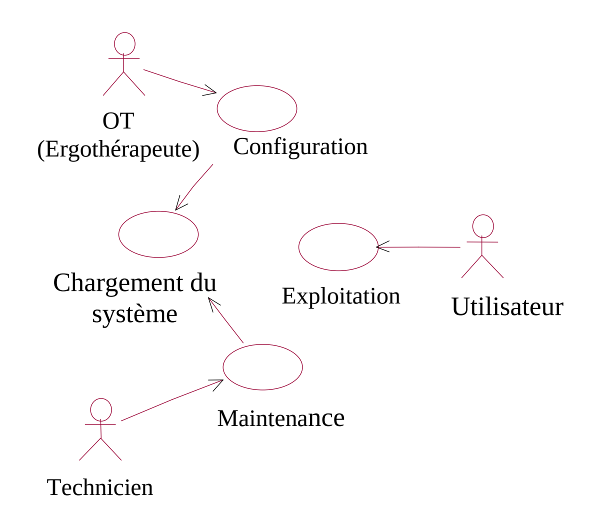


Figure 3 : Diagramme des cas d'utilisation du système Commanus

L'architecture logicielle se présente sous la forme suivante (Fig. 4) : A l'aide de l'outil de configuration (*OT Interface*), l'ergothérapeute choisit l'interface de commande (ex. clavier) et attribue à chaque événement (touche du clavier) une action (les actions dans chaque mode, Vitesses, Accélérations, etc.) en fonction des souhait de l'utilisateur. Le logiciel génère un fichier de configuration pour chaque interface d'entrée qui est téléchargé dans la boite de commande du Manus au niveau de l'interface utilisateur.

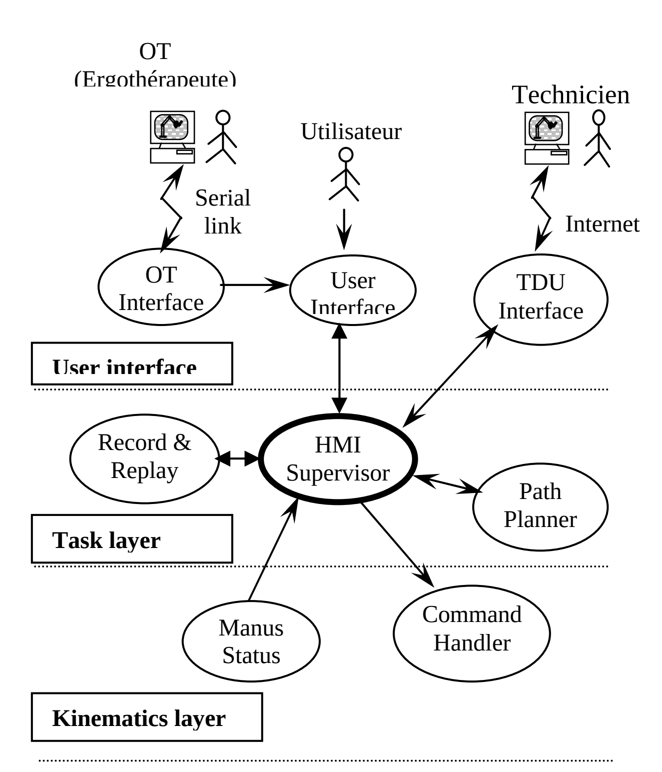


Figure 4 : Architecture logicielle Commanus

L'interface utilisateur (*User Interface*) qui contient un ensemble de pilotes de périphériques externes (Clavier, Joystick, Souris, Unité d'affichage,…) détecte les événements utilisateurs et les convertit en codes d'actions pour le superviseur.

Le superviseur (HMI Supervisor) interprète la requête de l'utilisateur et envoie la commande appropriée soit au Command Handler s'il s'agit de commande simple (ex. Mouvement à droite de la pince), soit au Path Planer s'il s'agit de commande plus complexe (ex. Atteindre une position prédéfinie dans l'espace de travail du robot par un geste automatique).

Le Path Planner permet de générer des chemins pour atteindre des positions bien définies dans l'espace des tâches du robot, plus précisément des points intermédiaires correspondants aux fonctions de la position courante du bras, pour atteindre le point final. Le *Command Handler* interprète les commandes qui arrivent du HMI superviseur en termes de commandes à bas niveaux qui seront envoyées au robot pour activer les moteurs de chaque articulation en fonction du geste correspondant.

L'interface de télédiagnostic (*TDU Interface*) englobe tous les modules qui gèrent le télédiagnostic et la télémaintenance du robot MANUS. Ces modules contiennent des mécanismes permettant l'échange des données avec le robot via le réseau téléphonique ou Internet et permettent d'intervenir sur d'autres couches du système. Le TDU représente l'interface entre le Manus et le TMU (Telemaintenance Unit), c'est à dire, le poste du technicien situé sur un autre site distant qui va prendre en charge la maintenance du robot. Le Technicien récupère le statut et la configuration courante de MANUS, les commandes effectuées par MANUS, ainsi que les messages d'erreurs.

Le module d'Enregistrement: (Record and Replay) est en réalité incorporé au HMI supervisor, il permet de gérer les actions d'enregistrement, en particulier mettre à jour le HMI supervisor en intégrant les actions enregistrées par l'utilisateur (ex. mémoriser la position d'un objet).

Le Manus Status Handler sert de contrôleur de l'état du système, il permet de connaître l'état actuel du système et de gérer tous les messages d'erreurs.

CONCLUSION

L'utilisation des aides techniques robotiques par des personnes lourdement handicapées reste limitée aux champs de l'expérimentation et de l'évaluation en institutions ou parfois même à domicile comme dans le cas des robots Manus et Handy[4]. L'AFM, en finançant

[4] Handy One, robot initialement conçu pour assister des enfants IMC (Infirmes Moteurs Cérébraux) lors de la phase de nutrition, commercialisé par Rehab Robotics en Angleterre

l'acquisition de Manus en France, a lancé une opération destinée à mettre à disposition de personnes lourdement handicapées au sein de leur domicile le robot Manus. Le but de cette démarche est de vérifier si le robot Manus peut apporter une aide consistante aux utilisateurs dans leur environnement quotidien. Notre implication dans cette expérimentation consiste à intégrer notre « système de boite noire» afin de récupérer des informations précises sur l'utilisabilité du robot Manus à domicile.

L'amélioration d'une aide technique ne peut se limiter à la phase d'évaluation. C'est pour cela que nous nous sommes impliqués dans la phase de développement technologique du robot Manus afin de pouvoir intégrer et tester les fonctionnalités demandées par les évaluateurs de manière itérative.

REFERENCES

[1] DIDI N., MOKHTARI M., ROBY-BRAMI A., « preprogrammed gestures for robotic manipulators : An alternative to speed up task execution using MANUS », ICORR 99, Standford University, California, july 1999.

[2] Heidmann J., Dumazeau C., « Evaluation du robot Manus par des personnes lourdement handicapées: Application d'une nouvelle méthode d'évaluation quantitative ». Rapport interne, INT, INSERM (U.483). Septembre 1999

[3] LECLAIRE G. « Résultats évaluation ré-adaptative MANUS II ». Rapport interne, Association APPROCHE (Association pour la promotion des plates-formes robotisées concernant les personnes handicapées), Kerpape. 1997.

[4] MOKHTARI M., DIDI N., ROBY-BRAMI A., « A multidisciplinary approach in evaluating and facilitating the use of the Manus robot. IEEE International Conference on Robotics and Automation », ICRA'99, Detroit, Michigan. May 1999.

[5] PLESSIS-DELORME E., DIDI N., MOKHTARI M., ROBY-BRAMI A. « An evaluation of two types of user control interface for the MANUS arm robot ». In: Avances in Perception-action coupling. EWEP'5. B.Bril, A. Ledebt, G. Dietrich, A. Roby-Brami ed, éditions EDK, p156-161. Juillet 1998.

[6] Truche C., Mokhtari M.,Vallet C., « Telediagnosis and remote maintenance system through the Internet for the Manus robot ». AAATE'99 Conference. P302-307.

REMERCIEMENTS

Les auteurs tiennent à remercier toute les personnes qui contribue au bon déroulement de ce projet et en particulier : C. Ammi, C. Truche et C. Vallet de l'INT ; Dr. I. Laffont et l'ergothérapeute S. Olivier de l'Hôpital Raymond Poincaré de Garches ; ainsi que J.C. Cunin et C. Rose de l'AFM. Ce projet bénéficie d'un soutien financier de l'Institut Garches, l'AFM et la Commission Européenne (contrat BMH4-CT- 98-9581)

CONTACT

Mounir Mokhtari
Institut National des Télécommunications
9, Rue Charles Fourier
91011 Evry Cedex
Tel : 01-60-76-47-55 / 01-44-27-26-24
Fax : 01-60-76-43-83
Email : Mounir.Mokhtari@int-evry.fr

Session I - II

Biomécanique

Manipulation d'objets en milieu encombré : application à l'assistance robotisée.

Nasser REZZOUG Philippe GORCE

nasser.rezzoug@iut-cachan.u-psud.fr , philippe.gorce@iut-cachan.u-psud.fr
INSERM U483 / LGMPB, IUT Cachan, Université Paris-Sud. 9, Avenue. de la Division Leclerc 94234 Cachan

RESUME
L'objectif de ce travail est de présenter le développement d'outils de simulations destinés au contrôle de systèmes de préhension permettant d'effectuer des opérations de manipulations d'objet dans un milieu non structuré, qualité recherchée pour améliorer la polyvalence des systèmes d'assistance robotisés.

MOTS CLES : Manipulation, environnement non structuré, aides robotisées.

INTRODUCTION
Depuis vingt cinq ans, le développement d'aides techniques robotisées a permis d'améliorer l'autonomie des personnes lourdement handicapées. En effet, celles-ci doivent recourir à une tierce personne pour l'accomplissement de tâches quotidiennes. Différentes études ont été conduites afin de déterminer les classes de tâches que ces personnes aimeraient pouvoir effectuer seules. A partir des résultats obtenus, deux types de systèmes robotisés ont été développés:

- les "stations de travail" (tel RAID [2] ou MASTER 1 et 2) constituées d'un bras manipulateur fixe commandé par un ordinateur et opérant dans un milieu structuré.
- Les "télémanipulateurs" constitués d'un bras manipulateur embarqué sur fauteuil roulant et pilotés manuellement (MANUS [9]).

Lors de leur évaluation [2] [6] [19], certaines remarques ont été effectuées :

- les préhenseurs généralement proposés sont à mors parallèles et, du fait de leur manque d'adaptabilité, nécessitent un positionnement précis qui les rend peu adaptés à certains types d'objets,
- pas de contrôle des forces de saisies générées par le préhenseur (problème de sécurité),
- les usagers éprouvent des difficultés pour saisir des objets dans le cas de faible accessibilité (présence d'obstacles) ,
- réticence des utilisateurs face à des systèmes autonome par manque d'interaction homme/machine,
- incompatibilité entre les capacités motrices des utilisateurs et la commande manuelle des télémanipulateurs.

Afin d'améliorer les systèmes existants et soulager en partie les utilisateurs de la charge cognitive et physique induites, des avancées significatives ont été apportés dans le contrôle semi-autonome. Celles-ci peuvent se décomposer en deux approches :

1. seule une partie de la tâche est prise en compte telles les trajectoires d'approche d'un objet [13], ou la phase finale de saisie (notamment dans les travaux de Eftring et al. pour la saisie autonome de livres [2]).
2. La tâche est prise en compte de manière globale. L'exploitation d'informations sensorielles (obtenues généralement par des caméras) et la mise en œuvre de techniques utilisant l'intelligence artificielle sont effectuées. Kazi et al. [7] exploitent la capacité de décision de l'opérateur (paradigme du "user in loop") afin de traiter des situations problématiques pour lesquelles un fonctionnement autonome ne permet pas de donner de solutions. Dans ce cadre, le système proposé peut par une commande vocale, une caméra et un traitement d'images, interpréter les intentions d'un utilisateur et accomplir, en conséquence, des tâches de préhension. Dans les projets développés par Kawamura et al. [8] (ISAC :une station de travail destinée à l'alimentation et HERO : un robot mobile), des tâches de saisie sont effectuées de manière semi-autonome et nécessitent l'intervention de l'utilisateur dans le cas où le robot ne peut seul trouver une solution.

Cependant, à ce jour, aucune solution n'est proposée afin de traiter des situations de manipulation d'objets

faiblement accessibles du fait de la présence d'obstacles. Dans un environnement non structuré, il est fréquent que les objets soient placés dans des situations ou la saisie directe n'est pas possible. Par exemple, pour saisir une cassette vidéo placée sur une table avec un obstacle fixe (**Figure 1**), il est nécessaire de placer celle-ci dans une configuration adéquate, par exemple comme il est mentionné dans la **Figure 1** par une opération de basculement.

On peut constater que des opérations comme le basculement [1] [18] ou le pousser [11-12] d'objet peuvent constituer une solution pour résoudre les problème de saisie d'objet dans un environnement encombré.

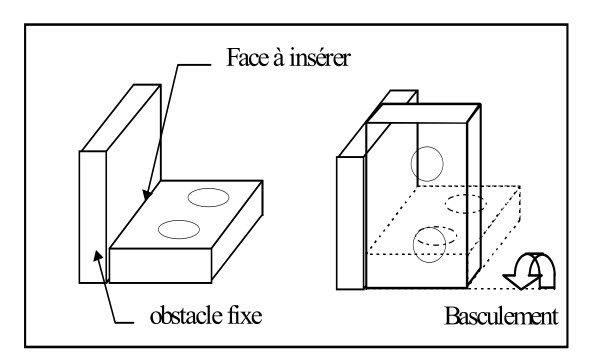


Figure 1: Une situation où une opération de basculement permet la saisie d'un objet.

Sur la base de cette remarque, l'utilisation de telles tâches de préparation à la saisie exécutées de manière semi-automatiques peuvent constituer une voie intéressante pour résoudre des problèmes de manipulations dans le domaine du handicap. Ainsi, le but de cet article est de proposer un ensemble d'outils de contrôle destinés à être appliqués au préhenseur R.M.H. (acronyme de Rehabilitation Multifonction Hand) muni deux doigts et cinq degrés de liberté développé au sein de notre laboratoire [15] (**Figure 2**).



Figure 2: Préhenseur R.M.H. à deux doigts et cinq degrés de liberté développé au sein de notre laboratoire.

Cet article est organisé de la manière suivante, dans un premier temps nous décrivons la méthode générale employée et l'architecture de contrôle qui en est dérivée, en insistant sur le niveau de coordination. Puis, nous présentons les critères et contraintes spécifiques pour le problème du basculement d'objet. Enfin, nous donnons des résultats de simulation démontrant les capacités du modèle proposé.

METHODE DE CONTROLE

La fonction du modèle proposé est de contrôler les sollicitations mécaniques appliquées par un préhenseur polyarticulé sur un objet afin de manipuler ce dernier en maintenant sa stabilité même en cas de perturbations externes. La méthode utilisée est issue de travaux réalisé sur le contrôle dynamique de systèmes multichaînes [3-5]. Afin de tenir compte des spécificités de la tâche que nous présentons dans le cadre de cet article (un basculement d'objet), la démarche initiale a été modifié afin de tenir compte des interactions inconnues de l'objet avec son environnement (support).

Le principe de la méthode est de considérer le système de préhension comme un ensemble de chaînes (doigts), connectés à un "corps principal" (la paume) et en contact avec l'objet qui constitue le "corps commun" :

- ⇨ En premier lieu, on considère le modèle dynamique inverse du système de préhension comme une juxtaposition de plusieurs M.D.I. (*n* chaînes).
- ⇨ Ensuite, chaque doigt n'est plus considéré comme indépendant mais agissant avec les autres en vue de manipuler l'objet. Leur mouvement est donc coordonné pour obtenir la trajectoire désirée de l'objet.

Selon cette formulation, nous utilisons une architecture de contrôle composée de trois niveaux [3]. Le premier niveau appelé "superviseur" est chargé de fixer les différentes trajectoires, pour les doigts et pour le centre de masse de l'objet en fonction de la tâche à accomplir. Le niveau intermédiaire, le "coordinateur" est dévolu à la coordination des doigts, et assure la stabilité de l'objet, les forces de préhension, et le suivi de trajectoire. Enfin, le "niveau doigts" permet le contrôle dynamique des doigts par un algorithme dynamique inverse. Une vue globale de celle-ci est présentée dans la **Figure 3**. Dans cet article, nous nous focalisons sur le niveau "coordinateur", les deux autres niveaux "superviseur" et "niveaux doigts" ayant été plus largement développés dans [3], [16].

Niveau coordinateur

Le rôle du coordinateur est de résoudre les problèmes liés à la stabilité de l'objet et au maintien des doigts sur l'objet. Celui-ci est basée sur une correction de l'accélération du centre de masse de l'objet et la distribution optimale des efforts de manipulation. Dans

notre formalisme, nous fixons au départ la trajectoire désirée (position, vitesse et accélération) que devra suivre l'objet lors de la tâche. Sous l'influence de perturbations extérieures ou de phénomènes dynamiques la trajectoire mesurée $X_m(t)$, $\dot{X}_m(t)$ peut dévier de la trajectoire désirée $X_d(t)$, $\dot{X}_d(t)$, $\ddot{X}_d(t)$. Le principe de la correction consiste alors à modifier la consigne d'accélération afin de minimiser la différence entre la trajectoire mesurée et désirée. Cette correction tient compte de la position et de la vitesse mesurée de l'objet à l'instant *t*, afin de modifier la consigne d'accélération à l'instant *t+1*. Ainsi, cette correction peut s'écrire de la manière suivante :

$$\begin{aligned}\ddot{X}(t+1) &= \ddot{X}_d(t+1) \\ &+ \mathbf{K_p}.\left[X_d(t+1) - X_m(t)\right] \\ &+ \mathbf{K_v}.\left[\dot{X}_d(t+1) - \dot{X}_m(t)\right]\end{aligned} \qquad (1)$$

où $\ddot{X}(t+1)$ représente la correction d'accélération du centre de masse au temps *t+1*,

$\mathbf{K_p}$ et $\mathbf{K_v}$ représente deux matrices de gains en position et en vitesse, qui garantissent la stabilité asymptotique [6x6].

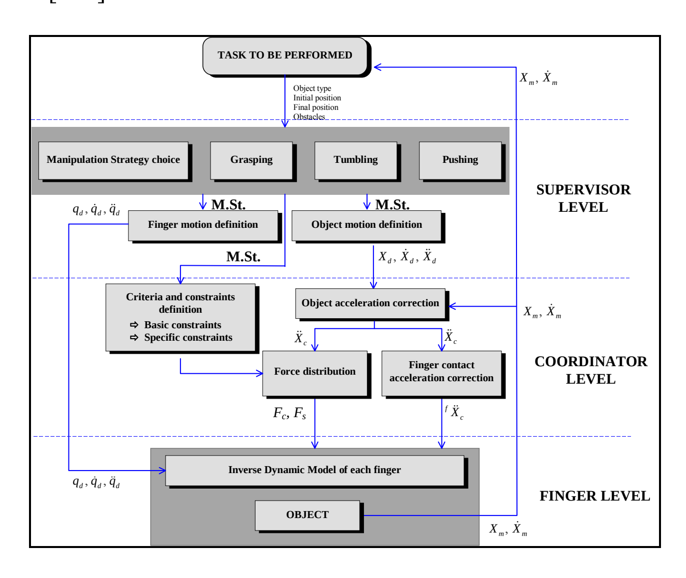


Figure 3 : Vue globale de l'architecture de contrôle.

Le problème à résoudre est de répartir d'une part, la correction d'accélération entre tous les contacts et, d'autre part, les efforts à exercer sur l'objet pour le maintenir en équilibre sous l'action de forces extérieures. Les inconnues du problème sont les forces de contacts.

Détermination des forces de contact

Le système d'équations caractérisant l'équilibre dynamique de l'objet admet plusieurs solutions. De plus, les efforts de saisie sont soumis à un certain nombre de contraintes physiques spécifiques telles que le frottement. La détermination des efforts entre tous les doigts peut être résolu en utilisant une technique d'optimisation [1], [4]. Dans le cadre de nos travaux, nous avons choisi le simplexe car il fournit une solution unique rapidement, critère indispensable pour un contrôle en temps réel. La formulation du problème général s'écrit de la manière suivante :

Minimiser	$[\Phi] = [C].[F]$	(2)
avec	$[M_{eg}].[F] = [V_{eg}]$	(3)
et	$[M_{inf}].[F] \leq [V_{inf}]$	(4)
et	$[M_{sup}].[F] \geq [V_{sup}]$	(5)

Où $[\Phi]$ est la fonction objective [1 x 1], $[C]$ est le vecteur coût, $[F]$ est le vecteur des torseurs d'effort au contact, $[M_{eg}]$ est la matrice des relations d'égalité , $[V_{eg}]$ est le vecteur des relations d'égalité, $[M_{inf}]$ la matrice des contraintes d'infériorité, $[V_{inf}]$ est le vecteur des contraintes d'infériorité, $[M_{sup}]$ est la matrice des contraintes de supériorité, et $[V_{sup}]$ le vecteur des relations de supériorité.

DEFINITION DU CRITERE D'OPTIMISATION ET DES CONTRAINTES

Critère d'optimisation

Notre choix s'est porté sur un critère qui prend en compte les composantes normales des efforts d'interaction au niveau des doigts et la composante verticale de la réaction du support sur l'objet [17]. Dans le cadre de nos simulations, nous considérons un basculement effectué à l'aide de deux doigts. De ce fait, le critère d'optimisation porte sur les efforts au niveau du doigt 1 (Fz1), du doigt 2 (Fz2) et du support (Fzs). Nous avons utilisé trois critères présentés ci-dessous:

Critère 1 : minimiser (Fz_1 + Fz_2): somme des efforts normaux au niveau des doigts,
Critère 2 : minimiser (Fz_s): composante verticale de la réaction du sol sur l'objet**,**
Critère 3 : minimiser (Fz_1 + Fz_2 +Fz_s) : Somme des efforts normaux au niveau des doigts et composante verticale de la réaction du sol sur l'objet

Définition des contraintes

Nous utilisons deux types de contraintes : un ensemble de base qui conpcernent les contacts avec les doigts et un ensemble spécifique à l'opération de basculement. Les contraintes de base utilisées dans le problème d'optimisation concernent les contacts entre les doigts et l'objet et la dynamique de son mouvement. Elles sont au nombre de 4 et sont détaillées de la manière suivante:

1. **Equilibre dynamique de l'objet,**
2. **Maintien des contacts sur l'objet** $f_{zi} \geq f_{z\min} > 0$,
3. **Limites sur les efforts normaux** $f_{zi} \leq f_{z\max}$,

4. **non glissement des doigts sur l'objet**
$|f_t| \le \mu_c \cdot |f_z|$

Lors du basculement, les contraintes auxquelles est soumis le contact entre l'objet et le support (considéré comme un contact linéique avec frottement) sont résumées de la manière suivante:

1. **Non rupture du contact avec le support** $f_{z\,s} \ge f_{z\min} > 0$,
2. **Pas de glissement sur le support:** $|f_y| \le \mu_s \cdot |f_z|$.

RESULTATS

Dans cette partie, nous présentons les résultats de simulation qui décrivent l'évolution des forces de contact au niveau des doigts et de l'environnement pendant l'opération de basculement. Nous avons étudié deux types de stratégies selon que l'on fasse basculer l'objet en plaçant les contacts sur le dessus ou sur les surfaces latérales. Ces deux stratégies sont nommées respectivement *"basculement par le dessus"* et *"basculement par le côté"* [17] et correspondent à deux postures de la main par rapport à l'objet (**Figure 4**). Nous présentons les résultats de simulation pendant le basculement d'un objet parallélépipédique de masse m = 0.5 kg avec une hauteur de 2,5 cm et une largeur de 10,4 cm, le coefficient de frottement statique μ_s (entre l'objet et le support) et μ_{ci} (pour chaque contact) sont pris égaux à 0,5. La durée de la tâche est 4 secondes.

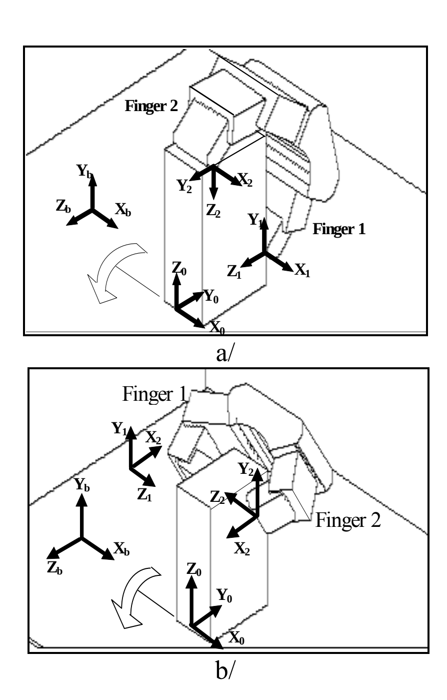


Figure 4 : Définition des repères de contacts a/ "basculement par le dessus" b/ "basculement par le côté".

Influence du critère d'optimisation

Nous avons effectué de nombreuses simulations afin de déterminer l'influence du critère d'optimisation pour les deux types de basculement. Au terme de cette étude, nous avons pu faire un certain nombre de remarques. Certains critères ne donnent pas de solutions ou des solutions physiquement invraisemblables.

Stratégie de basculement	Critère d'optimisation
"par le dessus"	Minimiser (Fz_S)
"par les côtés"	Minimiser (Fz_1 + Fz_2)

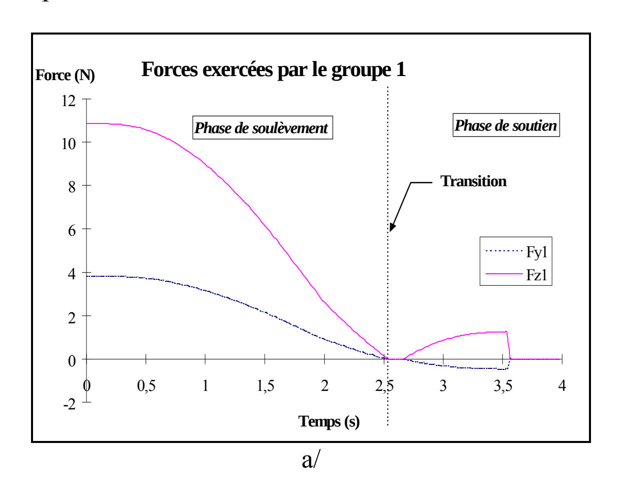
Figure 5 : Synthèse sur le critère d'optimisation**.**

Le choix du critère d'optimisation est basé sur la cohérence des forces de préhension obtenues. On évite un changement brusque des efforts dus aux phénomènes de discontinuité temporelle pouvant conduire à la chute de l'objet. Ainsi, au terme de cette analyse les critères choisis en fonction de la tâche sont résumés dans la **Figure 5**.

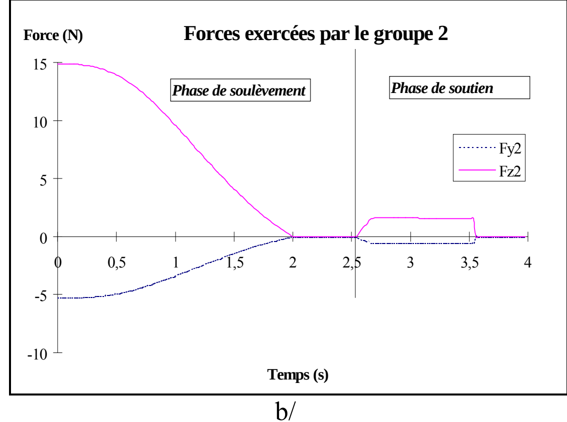
Evolutions des efforts de contact

En utilisant le critère d'optimisation sélectionné, nous présentons l'évolution des efforts de manipulation générés au niveau des doigts et la réaction du support (**Figure 6** et **Figure 7**). Pour les deux types de postures, "*basculement par le dessus*" et " *basculement par le côté*", la tâche est décomposée en deux phases:

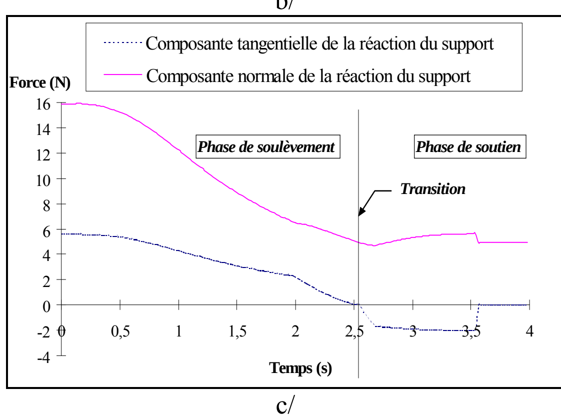
- dans la première phase les doigts induisent le mouvement de l'objet afin de le faire tourner autour de l'axe en contact avec le support,
- une seconde phase où ils le soutiennent afin d'éviter sa chute sous l'effet de la gravité.
- La transition entre les deux phases a lieu lorsque le centre de gravité de l'objet traverse un axe vertical passant par l'axe de basculement. A ce moment, la réaction du sol sur l'objet est a peu près égale à son poids.



a/

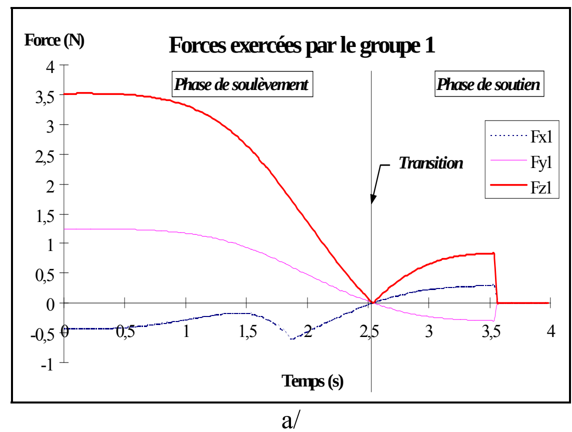


b/

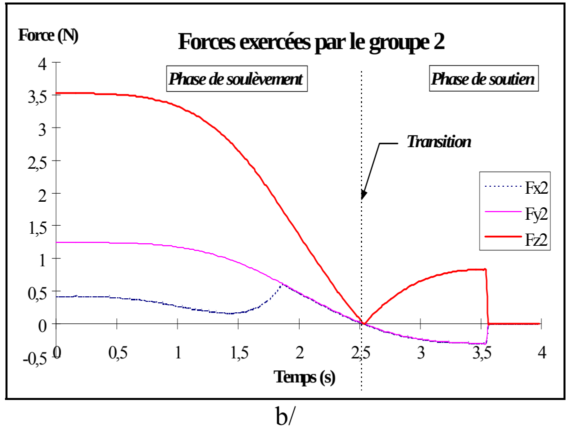


c/

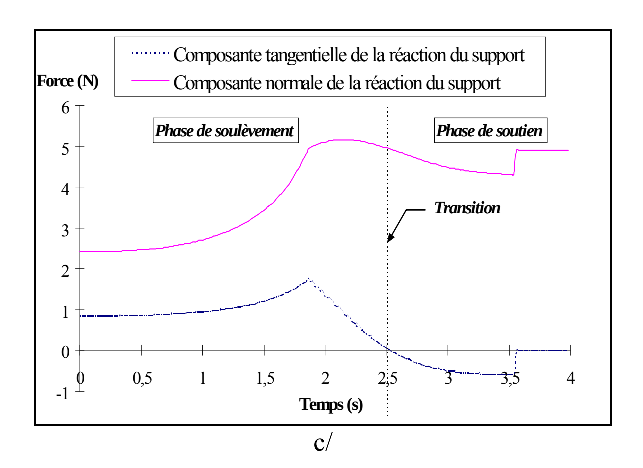
Figure 6: Evolution des efforts pour le "basculement par le dessus" a/ au niveau du doigt 1, b/ au niveau du doigt 2, c/ réaction du support.



a/



b/



c/

Figure 7 : Evolution des efforts pour le basculement par "les côtés" ou "tumble over", a/ au niveau du doigt 1, b/ au niveau du doigt 2, c/ réaction du support.

CONCLUSION

Dans cet article, nous avons présenté une méthode générale permettant de contrôler un modèle de préhenseur lors de tâche de manipulation en milieu non structuré. Celle-ci est basée sur une architecture hiérarchique à trois niveaux permet de résoudre les problèmes liés à la coordination des doigts et le suivi de trajectoire de l'objet sous l'action des doigts même si l'objet est en contact avec l'environnement. Des résultats de simulation montrent l'évolution des efforts de préhension lors d'une tâche de basculement d'un objet. L'ensemble des algorithmes développés dans cet article sont destinés à être implémentés pour le préhenseur R.M.H. et utilisés dans le contexte du handicap.

BIBLIOGRAPHIE

1. Aiyama Y. and Arai T, Dexterous manipulation with general manipulation methodology, In *Proceedings of the IEEE/RSJ Int. Conf on Int. Robots and Systems*, Nov 96, vol. 2, pp 905-910.
2. Eftring H. and Bolmsjo G., RAID a robotic workstation for the disabled, In *Proceedings of the 2nd on the Advancement of Rehabilitation Technology*, 1993, pp. 24.3.
3. Gorce P., Méthodologie de conception de système de préhension polyvalent, *Thèse de doctorat de l'université Pierre et Marie Curie*, Paris VI, 1994.
4. Gorce P., Villard C. and Fontaine J.G., Grasping, coordination and optimal force distribution in multifingered mechanisms, *Robotica*, 1994, vol. 12, pp. 243-251.
5. Gorce P. and Fontaine J. G., Design methodology approach for flexible grippers, *J. of Intel. Rob. Syst., JINT*, Kluwer Academic Publishers, 1996, vol.15, n°3, pp. 307-328.

6. Hillmann M. R. and Jepson J., Evaluation of a Robotic workstation for the disabled, *J. Med. Eng. Tech*., 1992, vol. 14, pp. 187-192.

7. Kazi Z., Beitler M., Salganicoff M., Chen, M. and Foulds R., Multimodally controlled Intelligent assistive robot, In *Proceedings of the 16th RESNA annual conference,* 1996, pp. 348-350.

8. Kawamura K., Baghi S, Iskarous M. and Bishay M, Intelligent robotic Systems in service of the disabled, *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, mars 1995, vol. 3, pp. 14-21.

9. Kwee H., Spartacus and Manus. Telethesis develpoments in France and in the Netherlands, *Int. Exchange of experts and in information in rehabilitation*, 1986, monograph 37.

10. Li, Z. and Sastry S., Dexterous robot hands : Several important issues, In *Proceedings IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, April 1988, vol. 1, pp. 68-108.

11. Lynch K.M., The mechanics of fine manipulation by pushing", In *Proceedings of the 92 IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, 1992, pp. 2269-2276.

12. Mason M.T., Mechanics and planning of manipulator pushing operations, *The Int. J. of Rob. Res.*, 1986, vol. 5, n°3, pp. 53-71.

13. McEachern W. A. and Dallaway J. L., Sensor-based shared control of a rehabilitation manipulations system, In *Proceedings of the RESNA 96 Annual conference*, 1996, pp. 342-344.

14. Nakamura Y., Nagai K. and Yoshikawa T., Dynamics and stability in coordination of multiple robotic mechanisms, *The Int. J. of Robotics Research*, April 1989, vol. 8, n°2, pp. 44-61.

15. Rezzoug N., Gorce P. and Miramand J. L., Comment passer d'un geste naturel perturbé de la main au développement d'une prothèse multifonctions, *Archives of Physiology and Biochemistry.*, sept 1996, vol. 104, n° 5, pp. 710.

16. Rezzoug N. and Gorce P., Robotic help for the disabled : a grasp strategy in an environment with obstacles*, Proceedings of the 2nd Int ICSC. Symp. on Industrial Intelligent .Automation*, 1997, pp. 67-73.

17. Rezzoug N. and Gorce P., Biomechanical analysis and control model of the hand for object tumbling, In *Proceedings 1999 IEEE/SMC International Conference on System, Man and Cybernetics*, 1999, vol. 2, pp. 704-709.

18. Sawasaki N., Inaba M. and Inoue H., Tumbling objects using a multi -fingered robot, In *Proceedings 20th I.S.I.R.*, Oct. 1989, pp. 609-616.

19. Stanger C. A., Anglin C., Harwin W. S. and Romilly D. P., Devices for assisting manipulation : a summary of user task priorities , *Transactions of Rehab. Eng.*, Dec. 1994, vol. 4, n°2, pp. 256-65.

Analyse des stratégies biomécaniques lors du transfert assis-debout chez la personne âgée: état de la question

Rachid AISSAOUI

Chaire Industrielle CRSNG sur les aides techniques à la posture, Dépt. de Génie Mécanique, École Polytechnique de Montréal. C.P. 6079, succ. Centre-ville, Montréal,(QUÉ), Canada, H3C 3A7

Email : Rachid.Aissaoui@meca.polymtl.ca

RESUME

Se lever debout d'un fauteuil gériatrique ou d'un fauteuil roulant, fait partie des activités essentielles de la vie quotidienne. La faiblesse ou l'échec dans l'exécution de la transition assis-debout peut affecter grandement l'autonomie de la personne âgée pour aboutir finalement à l'institutionnalisation de celle-ci. L'étude et du mécanisme de passage de la station assise à celle debout peut nous aider à mieux comprendre les sources déficientes d'ordre biomécanique et à mieux concevoir ainsi des fauteuils destinés à la clientèle gériatrique.

MOTS CLES : Transfert assis-debout, stabilité posturale, personne âgée, aide technique à la posture.

INTRODUCTION

En 1992, les personnes âgées de 65 ans et plus représentaient 11% de la population du Québec, ils atteindront le taux de 20 % en l'an 2021 (Rapport du conseil consultatif sur les aides technologiques, Québec, 1994). Parmi cette clientèle, 73.6 % développent une incapacité au niveau de leur mobilité (i.e. limitation à marcher, à porter un objet lourd ou bien à se lever debout et à demeurer debout pendant de longs moments). La difficulté à se lever debout peut limiter sérieusement l'autonomie de la personne âgée et entraîner l'institutionnalisation de celle-ci [6]. La personne âgée est souvent classée selon le niveau fonctionnel de sa mobilité comme étant ambulatoire (peut marcher avec ou sans assistance), mobile mais non ambulatoire (peut se propulser et se transférer) et enfin immobile et dépendante (qui ne peut ni marcher ni se propulser par ses propres moyens) [1]. La transition assis-debout (TAD) est une des activités de la vie quotidienne qui nécessitent un effort musculaire important [26]. Aux États-Unis, plus de 2 millions de personnes âgées de 65 ans et plus éprouvent de la difficulté à se lever de leurs fauteuils [30]. La prévalence de l'incapacité de se lever ou de s'asseoir chez la personne âgée varie de 32% à 42% dans certaines études [19,27], pour atteindre un seuil élevé de 54% pour les transferts entre le lit et le fauteuil dans les établissements institutionnels [30]. La TAD peut engendrer aussi des risques importants quant à la mauvaise exécution de cette tâche telle que les fractures de la hanche dues aux chutes. En effet, il existe une forte corrélation entre le mouvement du transfert et les risques de chutes chez la personne âgée et déficiente [8]. La réussite de cette tâche nécessite une coordination adéquate entre l'équilibre postural et l'effort musculaire [24]. Les études reliées à la TAD ont été orientées dans le passé selon quatre applications majeures: le design des fauteuils gériatriques, les méthodes thérapeutiques appliquées dans le milieu de la réadaptation, l'analyse du mouvement normal et anormal de la TAD ainsi que la modélisation biomécanique et la simulation du transfert assis-debout [2]. Ces applications nécessitent d'une part l'enregistrement de la cinématique des segments corporels, des forces de réactions au sol ainsi que l'activité éléctromyographique, et d'autre part l'estimation des forces et des moments de réaction articulaires. Il apparaît dans la littérature que 4 facteurs importants sont à considérer : la hauteur du siège, la quantité de mouvement horizontale et verticale ainsi que le moment articulaire du genou (fig. 1). Malgré les études effectuées sur plusieurs groupes de personnes âgées, et que des stratégies de transfert ont été examinées, il n'en demeure pas moins que les facteurs biomécaniques reliés à la réussite ou l'échec ainsi qu'à la difficulté ou la facilité dans la réalisation de la TAD sont encore non élucidés. Le but de cet article, est de présenter l'état de la situation dans le domaine de la biomécanique de la transition assis-debout afin de déterminer les facteurs les plus importants reliés à cette tâche motrice.

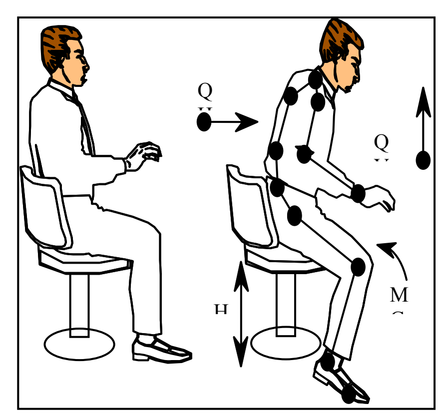


Fig.1: TAD. H :hauteur du siège, QH et QV : quantité de mouvement horizontale et verticale, MG: moment articulaire du genou.

PATRON CINÉMATIQUE DE LA T.A.D.

Les premières études réalisées sur le mouvement de transition assis-debout ont identifiés deux phases distinctes : la première correspond à l'initiation du mouvement et représente une flexion du tronc jusqu'au déchargement complet du siège, alors que la deuxième phase représente la partie ascendante du mouvement jusqu'à atteindre une station debout stable. Néanmoins, la majeure partie des études cliniques aujourd'hui distinguent entre trois phases : l'initiation du mouvement, la période de déchargement du siège ainsi que la phase ascendante du mouvement. Kralj et al. [15] ont proposé une méthode pour détecter les quatres phases de la TAD ainsi qu'une terminologie pour décrire ces événements. Les auteurs [15] ont décrit par un modèle cinématique 2D le patron normal du mouvement de transition assis-debout par quatre phases distinctes (fig. 2): 1) l'initiation du mouvement (0-27%) pour une vitesse d'exécution naturelle ou rapide ressemble à un mouvement balistique et correspond à une génération d'une quantité de mouvement antéro-postérieure ou horizontale; 2) la deuxième phase correspond à une courte période de déchargement du siège (27-34%), elle est détectée par un changement rapide au niveau de la force verticale de réaction au sol, 3) la troisième phase ascendante commence à l'instant ou il n'y a plus aucun contact avec le siège (i.e la force de réaction au sol atteint sa valeur maximale) et débute par une période d'accélération verticale du centre de gravité du corps (34-45%), suivie d'une période de décélération du corps (45-73%), 4) la dernière phase permet la stabilisation du corps, elle sera atteinte lorsque la variation de l'amplitude de la composante verticale de la force de réaction au sol n'excède pas la valeur de 1% du poids du corps.

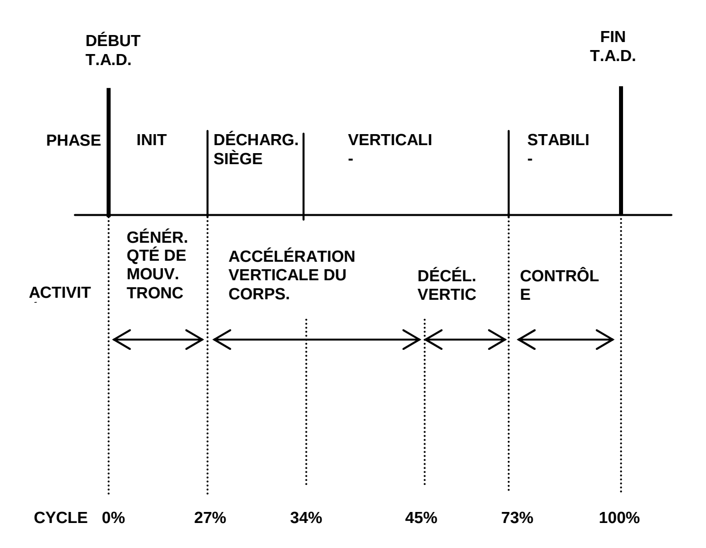


Fig 2 : Diagramme du cycle de la transition assis-debout.

Ce patron cinématique est généralement admis dans la littérature. Certains auteurs [17] ont mentionné que les phases de déchargement et de stabilisation étaient les plus importantes, et doivent être analysées finement chez la personne âgée. Récemment, Papa et Cappozzo [21] ont distingué 5 phases lors du transfert assis-debout. Ils ont subdivisé la phase 1 en deux à savoir une phase d'accélération initiale du tronc (0-33%), suivie d'une période de décélération de celui-ci (33-39%) . La troisième phase dite de tranfert de la quantité de mouvement est très courte: de 39 à 48% du temps de cycle. La quatrième phase (48-60%) représente l'accélération linéaire verticale du centre de gravité du corps, alors que la cinquième phase correspond à une la période de décélération verticale du corps (60-100%). Ces deux patrons cinématique sont légèrement différent : ceci est du en grande partie au fait que la détection des phases était basée expérimentalement sur les composantes antéro-postérieure et verticale de la force de réaction au sol dans l'étude de Kralj et al.[15], alors que dans celle de Papa & Cappozzo [21] les phases étaient déterminées à partir d'un modèle de pendule inversé télescopique et qui ne considérait dans les phases 1 et 2 uniquement la partie supérieure du corps (tête-tronc-bras). Par ailleurs, ce patron cinématique ne décrit que la partie sagittale du mouvement. Or on sait que le déplacement du centre de pression le long de l'axe médio-latéral est plus grand que le déplacement antéro-postérieure chez la personne hémiplégique âgée [8,11], et que des mouvements compensatoires en dehors du plan sagittal sont souvent observés chez les personnes ayant des déficiences neuro-musculaires [7].

STRATÉGIE DE TRANSFERT ASSIS -DEBOUT

Les personnes âgées ayant des faiblesses musculaires dues au vieillissement normal ou à une déficience neuro-musculo-squelettique utilisent des mécanismes compensatoires pour se lever debout. Ces mécanismes peuvent aller de la mopdification de la stratégie utilisée durant l'activité motrice. Par stratégie, nous voulons dire un changement substantiel du patron cinématique de la TAD. Kerr et al. [14] ont trouvé que les études éléctromyographiques réalisées lors de la TAD fournissaient beaucoup d'informations sur les latences des activités, mais n'avaient pas beaucoup à offrir lorsqu'il s'agissait d'évaluer la difficulté avec laquelle la personne âgée exécute la tâche motrice. Millington et al. [17] ont analysé la biomécanique de la transition assis-debout chez un groupe de personnes âgées par un modèle biomécanique 2D. Ils identifièrent 3 phases et attribuèrent la difficulté de se lever debout pour leur groupe à une mauvaise exécution de la phase 2. La raison invoqué ici par les auteurs, est que beaucoup de muscles (agonistes et antagonistes) du membre inférieur sont sollicités et doivent être contrôlés en même temps pendant une période de temps très courte (9% du temps

de cycle). Néanmoins, ils ont définit deux stratégies reliés spécifiquement au mouvement du membre supérieur. La première stratégie impliquait une légère flexion de l'articulation de l'épaule, alors que la deuxième stratégie correspondait à une solidification de l'articulation du coude. Pourtant dans les deux cas, l'activité éléctromyographique ainsi que la cinématique du membre inférieur étaient similaires. Les auteurs [17] ne quantifièrent pas la difficulté à réaliser la TAD. Une étude plus récente a montré qu'il n'existe aucune différence au niveau de la cinématique de l'articulation du coude entre un goupe de personne âgée en bonne santé et un groupe souffrant d'arthrite rheumatoide au niveau du genou susceptible de solliciter plus leurs bras [20]. Riley et al. [23] ont définit deux stratégies pour se lever d'une chaise : la première stratégie dite de stabilisation consistait à repositionner le tronc de manière à ce que le centre de gravité du corps se trouve à l'intérieur du support des pieds juste avant l'instant du décollement du siège, alors que la deuxième stratégie dite du transfert, qui consistait à générer une quantité de mouvement horizontale suffisante pour être transférer au décollage du siège en une quantité de mouvement verticale menant ainsi le corps à une position quasi–statique à 2 appuis. Dans cette étude les auteurs [23] concluent que le groupe contrôle utilisent la seconde stratégie celle du transfert. Premièrement, les deux stratégies définies par les auteurs ne sont pas disjointes : la deuxième (transfert) inclut la première, et deuxièmement les auteurs ne quantifièrent ni la quantité de mouvement transférée, ni le seuil à partir duquel on pouvait distinguer entre les deux stratégies ainsi définies. Schultz et al. [30] ont développé un modèle statique anthropométrique bidimensionnel afin d'étudier les facteurs permettant de comprendre l'utilisation d'une stratégie pour réaliser la transition assis-debout. Ils quantifièrent le type de stratégie par la distance qui sépare le point d'application de la force de réaction au sol à la position de l'articulation de la cheville dans un plan sagittal. Dans cette étude, les personnes âgées placent leur point d'application de la force de réaction au sol plus en avant de l'articulation de la cheville que le groupe de personnes jeunes et adultes. Les auteurs conclurent par conséquent que les personnes âgées utilisent une stratégie dite stabilisation (i.e une stratégie non efficace mais sécuritaire). Néanmoins, le modèle de Schultz et al. [30] était statique et ne peut donc évaluer la quantité de mouvement transférée avant et après le déchargement du siège et ne peuvent de ce fait décider si les personnes âgées n'utilisent qu'une stratégie celle de la stabilisation. D'autant plus que dans cette étude, les auteurs [30] conclurent que les moments articulaires estimés par leur modèle au niveau du genou, ne représentaient pas un facteur majeur limitant l'habileté de se lever debout. La hauteur du siège est souvent mentionnée comme la variable la pplus importante dans le design d'un fauteuil destiné à la clientèle gériatrique. En utilisant un modèle biomécanique 2D, Coghlin et McFayden [9] identifièrent deux stratégies pour leur groupe de sujets normaux en se basant uniquement sur l'observation des puissances musculaires développées au niveau du tronc, de la hanche et du genou. Leur méthode de classification des sujets selon la stratégie employée n'était pas clair, et ceci explique par conséquent pourquoi leur groupe test souffrant de maux de dos chroniques ne correspondait à aucune des deux stratégies définies préalablement. Il faut mentionner que dans cette le problème résidait dans les critères de définition des seuils. Hughes et al. [12] élaborèrent une méthode de distinction entre trois stratégies en se basant sur deux paramètres: la vitesse horizontale du centre de gravité du corps et la distance séparant la projection horizontale du centre de gravité et la base de support (polygone de sustentation) à l'instant du décollage du siège. Ils ont donc caractérisé la TAD par trois types de stratégies à savoir: la stratégie du transfert du moment cinétique, celle de la stabilisation, et enfin celle du compromis qui se situe entre les deux. Les auteurs [12] ont réalisés leur étude sur un échantillon de 20 personnes âgées de 65 à 105 ans. Les résultats de cette étude montrent que 11 personnes utilisaient la stratégie du transfert, 4 personnes ont eu recours à celle dite de stabilisation, et enfin 5 ont choisis celle du compromis. Sachant qu'en diminuant la hauteur du siège, on augmente la difficulté à se lever debout par l'accroissement substantiel de l'effort musculaire requis au niveau du genou [26], les auteurs [12] notèrent que leurs sujets ne changèrent pas de stratégie lorsque la hauteur du siège variait de 43.2 cm à 55.9 cm. Le choix d'une stratégie ne reflétait donc pas toujours la difficulté à réaliser la transition assis-debout. Il est évident dans l'étude de Hughes et al. [12] que le choix des critères de classification entre les trois stratégies était très arbitraire quant au choix des seuils des 2 paramètres. Ce choix arbitraire des seuils se reflète en partie dans le résultat de leur étude : aucune corrélation n'a pu être mise en évidence entre le succès dans l'exécution de la TAD et la hauteur du siège

Doorenbosch et al. [10] ont essayé de comparer deux approches, dont une souvent utilisé par les personnes âgées lors de la transition assis-debout. La première consiste à réaliser la transition assis-debout de la manière la plus naturelle, alors que la deuxième consistait à fléchir au maximum le tronc avant la période de décollement du siège. Cette étude n'a pas pu montrer de différence significative au niveau de l'activité musculaire ainsi que la cinématique du membre inférieur chez un groupe sain de 9 personnes âgées. Néanmoins les auteurs ont pu montrer le rôle des muscles bi-articulaires au niveau de la hanche et du genou, quant à l'augmentation du moment articulaire au niveau du genou. Les auteurs [10] conclurent qu'une réduction du moment articulaire au niveau du genou ne signifiait pas une réduction automatique des charges au niveau des muscles extenseurs du genou.

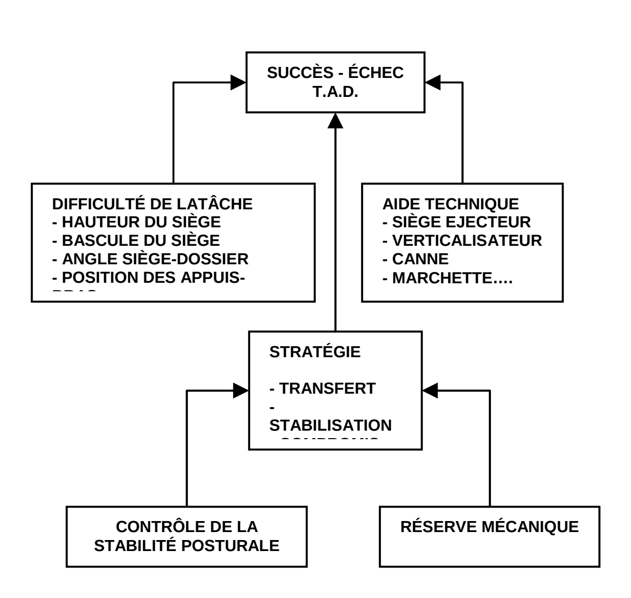


Fig 3 : Schéma synoptique de la transition assis-debout

Le schéma de la figure 3 décrit le concept général des composantes essentielles reliées à l'exécution de la transition assis-debout. L'échec ou la réussite dans cette tâche motrice dépend de l'aide technique [18,31] du positionnement initial (i.e. de la difficulté de la tâche) [3 4,26,28],, et enfin de la stratégie utilisé par l'usager. La stratégie signifie ici le rapport entre la gestion de la stabilité dynamique et la dépense énergétique (i.e. l'efficacité mécanique du mouvement). Les quelques études qui ont essayer d'établir une corrélation entre la difficulté de se lever et un paramètre biomécanique se sont avérés infructueuses du fait de la faiblesse de cette corrélation [18,29]. Récemment, Riley et al. [24] ont analysé les chutes en avant et en arrière durant le transfert: ils ont remarqué avec surprise que le mouvement de la TAD réussit demandait une quantité de mouvement plus grande que lorsqu'il y avait une chute en arrière ou en avant. Néanmoins, actuellement il n'existe aucun indice permettant d'analyser l'efficacité mécanique de la transition assis-debout. Par ailleurs, les modèles biomécaniques utilisés dans les études précédentes sont bi-dimensionnels et ne tiennent pas compte des mouvements du bassin et du tronc dans les autres plans [5]. Ces modèles sont symétriques et ne tiennent pas compte de la latéralite gauche-droite [16], et enfin ils négligent les paramètres inertiels ainsi que les forces de réaction au niveau du siège et des appui-bras dans le calcul des moments articulaires [13].

CONCLUSION

Cette étude présente une revue de littérature générale sur la biomécanique du transfert assis-debout chez la personne âgée. La recherche reliée au transfert assis-debout touche quatre applications majeurs: le design des fauteuils gériatriques, les méthodes thérapeutiques, l'analyse du mouvement de la TAD ainsi que la modélisation et la simulation du transfert assis-debout. Une meilleure compréhension des startégies utilisés par le système neuro-musculo-squelettique intact est nécessaire pour comprendre les changements que provoquent le processus du vieillissement ainsi que la déficience d'ordre biomécanique chez la personne âgée. En retour, cette compréhension peut nous renseigner sur les sources de l'incapacité à se lever debout, et permettra le développement de programmes de réadaptation adéquats, ainsi que l'amélioration des aides techniques aux personnes âgées.

REMERCIEMENTS

Ce projet est financé par le Conseil en Sciences Naturelles et en Génie du Canada (CRSNG).

BIBLIOGRAPHIE

1. Aissaoui, R. & Dansereau, J. Biomechanical Considerations in Seating Aids for Elderly Persons. *Proceedings of the RESNA* 1997, june 20-24, Pittsburgh, PA, USA.
2. Aissaoui, R. & Dansereau, J.. Biomechanical analysis and modelling of sit-to-stand task: A literature review. Proceedings of the *IEEE Trans. on Systems, Man & Cybernetics*, 12-15 septembre, Tokyo,Japon. pp. I:141-146, 1999.
3. Alexander, NB., Koester, DJ. & Grunawalt. JA. Chair Design Affects How Older Adults Rise from a Chair. *J. Am. Geriatr. Soc.*, 1996, 44: 356-362.
4. Arveux, I., Mourey, F., Pfitzenmeyer, P., Rouhier-Marcer, I., Didier, JP. & Gaudet, M. Getting up and sitting down: a complex task for the elderly person. La Revue de Gériatrie, 1996, 21(4):235-242.
5. Baer, G. D., and A. Ashburn. Trunk Movements in Older Subjects During Sit-to-Stand. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 1995, 76: 844-49.
6. Branch, LG. & Meyers, AR. Assessing physical function in the elderly. *Clin. Geriatr. Med.*,1987, 3:29-51.
7. Butler, P.B., Nene, A.V. & Major, R.E. Biomechanics of Transfer from Sitting to the Standing Position in Some Neuromuscular Diseases. *Physiotherapy*, 1991, 77(8): 521-525.
8. Cheng, P-T., M-Y. Liaw, M-K. Wong, F-T. Tang, M-Y. Lee, M-Y. & P-S. Lin. The sit-to-stand movement in stroke patients and its correlation with falling. *Arch Phys Med Rehabil*, 1998, 79: 1043-1046.
9. Coghlin, S.S. & McFayden, B.J. Transfer strategies used to rise from a chair in normal and low back pain subjects. *Clin. Biomech.*, 1994, 9:85-92.

10. Doorenbosch, C.A.M., J. Harlaar, M.E. Roebroeck, & J. Lankhorst. Two Strategies of Transferring From Sit-to-Stand; the Activation of Monoarticular and Biarticular Muscles. *J. Biomech*. 1994, 27(11): 1299-1307.
11. Hesse, S., M. Schauer, M. Petersen, and M. Jahnke. Sit-to-Stand Manoeuvre in Hemiparetic Patients Before and After a 4-Week Rehabilitation Programme. *Scand J Rehab Med*, 1998,30: 81-86.
12. Hughes, M. A., D. K. Weiner, M. L. Schenkman, R. M. Long, and S. A. Studenski. Chair Rise Strategies in the Elderly. *Clin. Biomech*., 1994, 9(3): 187-192.
13. Hutchinson, E.B., Riley, P.O. & Krebs, D.E. A dynamic analysis of the joint forces and torques during rising from a chair. *IEEE Trans. Rehabil. Eng*., 1994, 2(2):49-56.
14. Kerr, K. M., J. A. White, R. A. B. Mollan, and H. E. Baird. Rising From a Chair : A Review of the Literature. *Physiotherapy* 77, no. 1 (1991): 15-19.
15. Kralj, A., Jaeger, R.J. & Munih, M. Analysis of standing up and sitting down in humans: definitions and normative data presentation. *J. Biomech*., 1990, 23(11):1123-1138.
16. Lundin, T. M., M. D. Grabiner, and D. W. Jahnigen. On the Assumption of Bilateral Lower Extremity Joint Moment Symmetry During the Sit-to-Stand Task [Technical Note]. *J. Biomechanics* 28, no. 1 (1995): 109-12.
17. Millington, P. J., B. M. Myklebust, and G. M. Shambes. Biomechanical Analysis of the Sit-to-Stand Motion in Elderly Persons. *Archives of Physical Medecine and Rehabilitation* 73 (1992): 609-17.
18. Munro, BJ., Steele, JR., Bashford, GM. & Britten, N. A kinematic and kinetic analysis of the sts transfer using an ejector chair implications for elderly rheumatoid arthritic patients. *J. Biomech*, 1998,31:263-271.
19. Munton, J.S., Ellis, M.I., Chamberlain, M.A. & Wright, V. An investigation into the problems of easy chairs used by the arthritic and the elderly. *Rheumat. Rehabil*., 1981, 20: 164-173.
20. Packer, T.L., U. P. Wyss, and P. Costigan. Elbow Kinematics During Sit-to-Stand-to-Sit of Subjects With Rheumatoid Arthritis. *Archives of Physical Medecine and Rehabilitation* 75 (1994): 900-907.
21. Papa, E. & Cappozzo, A. A telescopic inverted-pendulum model of the musculo-skeletal system and its use for the analysis of the sit-to-stand motor task. *J. Biomech*., 1999, 32:1205-1212.
22. Lin, P-S.. The Sit-to-Stand Movement in Stroke Patients and Its Correlation With Falling. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation* 79 (1998): 1043-46.
23. Riley, P. O., M. L. Schenkman, R. W. Mann, and W. A. Hodge. Mechanics of a Constrained Chair-Rise. *Journal of Biomechanics* 24, no. 1 (1991): 77-85.
24. Riley, P.O., Krebs, D.E. & Popat, R.A. Biomechanical Analysis of Failed Sit-to-Stand. *IEEE Trans. Rehabil. Eng*., 1997, 5(4):353-359.
25. Roberts, P. D., and G. McCollum. Dynamics of the Sit-to-Stand Movement. *Biological Cybernetics* 74 (1996): 147-57.
26. Rodosky M.W., Andriacchi, T.P. & Andersson, G.B.J. The influence of chair height on lower limb mechanics during rising *J. Orthop. Res*., 1989, 7:266-271.
27. Roorda, L.D. Roebroeck, ME., lankhorst, GJ. van Tilburg, T. & Bouter, LM. Measuring functional limitations in rising and sitting down: development of a questionnaire. *Arch Phys Med Rehabil*, 1996, 77:663-669.
28. Schenkman, M., P. O. Riley, and C. Pieper. Sit to Stand From Progressively Lower Seat Heights - Alterations in Angular Velocity. *Clinical Biomechanics* 11, no. 3 (1996): 153-58.
29. Schenkman, M., Hughes, M.A., Samsa, G. & Studenski, S. The relative importance of strength and balance in chair rise by functionally impaired older individuals. *J Am Geriatr Soc*, 1996,44:1441-1446.
30. Schultz, A.B., Alexander, N.B. & Ashton-Miller, J.A. Biomechanical Analysis of Rising from a Chair. *J. Biomech*., 1992, 25(12): 519-528
31. Wretenberg, P., Arborelius, U.P., Weidenhielm, L. & Lindberg, F. Rising from a chair by spring-loaded flap seat: a biomechanical analysis. *Scand. J. Rehab. Med*., 1993, 25: 153-159.

Évaluation de l'effort mécanique minimal lors de montée de rampes d'accès en fauteuil roulant manuel

H. Arabi*, R. Aissaoui*, J. Rousseau**, D. Bourbonnais***, F. Parent*, J. Dansereau*

*Chaire Industrielle CRSNG sur les Aides Techniques à la Posture, Dépt. de Génie Mécanique, École Polytechnique de Montréal. ** Dépt. d'Ergothérapie, Université Laval, Québec. ***École de Réadaptation, Université de MontréalAdresse de correspondance : École Polytechnique, Dépt. Génie Mécanique, ATP, PO Box 6079, Succ. Centre-ville, Montréal (Qec), Canada
E-mail : Faarab@meca.polymtl.ca

RESUME
La présente étude s'articule essentiellement sur l'accessibilité des rampes selon les trois normes les plus couramment proposées et utilisées au Canada (1:10; 1:12; 1:20). Le but de cette étude est de mesurer auprès d'un groupe de personne non handicapés l'efficacité mécanique qu'exige la montée des rampes en fauteuil roulant manuel (FR). L'expérimentation a été réalisée au laboratoire de positionnement et mobilité de la Chaire industrielle sur les aides techniques à la posture. Douze sujets non handicapés et sédentaires (4 femmes et 8 hommes) dont l'âge moyen est de 28.4 ± 7.6 ans et le poids moyen est 65 ± 12 kg ont participé à cette étude. La force maximale isométrique volontaire (F_{MIV}) a été mesurée selon deux différents angles début de poussée (0≅, –30≅) à l'aide d'un appareil de mesure de force. La force de résistance due à l'action de l'accélération gravitationnelle (F_{AG}) sur les différentes rampes a été mesurée par le même appareil. Les forces mesurées sur les rampes de 1:10; 1:12 ainsi que celle correspondant à 1:20 étaient respectivement égales à 79.5 ±15.1 N, 65.6 ± 15.6 N et 40.4 ± 7.8 N. L'analyse de variance a montré qu'il existe une différence significative (P< 0.001) entre les valeurs retenues sur les différentes rampes. La réserve minimale nécessaire pour que le sujet puisse accéder aux différentes rampes et donc d'éviter de reculer a été calculée par le rapport entre la force de résistance (F_{AG}) et la force maximale isométrique volontaire (F_{MIV}). Ces valeurs varient de 31.1%, 25.7% et 16.1% respectivement pour les rampes de 1:10, 1:12 et 1:20. La différence successive entre ces trois valeurs sont statistiquement significatives (P<0.001).

MOTS CLES : accessibilité, rampe, force maximale volontaire, efficacité mécanique

INTRODUCTION

Mondialement, on assiste à un effort marqué pour favoriser l'intégration et la réinsertion sociale des personnes présentant des incapacités permanentes. L'année internationale des personnes handicapées (1981) et le mouvement vers l'autonomie (Independent Living Mouvement) compte parmi les exemples (Crewe et Zola, 1983; Dejong, 1979) d'un effort en ce sens initié autant par les paliers gouvernementaux que par les personnes vivant avec des incapacités permanentes.

À l'égard des personnes présentant des incapacités sensorielles et motrices, la principale voie d'intégration et de réinsertion dans la communauté passe par l'accessibilité au domicile (accessibilité personnalisée) et celle des ressources et des bâtiments dans la communauté (accessibilité universelle). Lorsqu'il s'agit de rendre un bâtiment accessible pour la personne en fauteuil roulant, la construction d'une rampe d'accessibilité devient alors essentielle. Lors de sa construction, la norme d'inclinaison la plus fréquemment proposée est la norme 1:12 (conseil national de recherches du Canada, 1995; Kushner, Falta et Aitkens, 1983). Cette norme est souvent retenue autant d'un point de vue de l'accessibilité universelle que celle personnalisée.

Peu d'études se sont intéressées à effectuer des mesures expérimentales avec des sujets en FR ou à modéliser la montée d'un plan incliné. Van der Woude et coll. (1988) ont évalué le rendement mécanique sur des sujets handicapés sur le tapis roulant selon différentes inclinaisons (0 à 3 degré). Ils ont montré que le rendement augmente aussi bien avec la vitesse qu'avec la pente (de 5% à 11%). La dépense énergétique augmente également avec l'augmentation de la pente.

Cappozo et coll. (1991) ont mesuré la force musculaire nécessaire pour monter une rampe d'accès à partir d'un modèle mécanique statique. La simulation permettait de calculer la force musculaire nécessaire à la montée d'une rampe d'accès pour un niveau et une longueur donnée. Cette étude montre qu'il existe une limitation de la force de montée sur un plan incliné : un plan de 10% nécessite un rapport de force de poussée sur le poids combiné du fauteuil et du sujet de l'ordre de 0.2. Dans une étude menée par Canale et coll. (1991), la force maximale de

poussée a été mesurée chez des sujets en FR. Les capacités de ces sujets à monter des rampes d'accès à différents niveaux et différentes longueurs ont été évaluées. À partir des capacités des forces isométriques mesurées et la longueur , les auteurs ont suggéré qu'une pente de 15% était adéquate pour une longueur d'un mètre et qu'un niveau de 3 mètres serait adéquat pour une pente de 10%. Contrairement à étude de van der Woude et coll., (1988) qui a introduit la vitesse comme un élément important lors des montées sur un plan incliné, les deux derniers auteurs (Cappozo et Canale) ont mesuré que la force isométrique maximale ainsi que la distance de la rampe. L'étude de Sanford et coll. (1997) menée sur différentes rampes d'accès allant de 1:20 à 1:8 a montré que 80% des sujets étaient capables de monter sur une rampe de 1:12, alors que seulement 75% des sujets ont réussi à dépasser la rampe de 1:8. Malgré les résultats obtenus par ces auteurs, les recommandations d'utiliser des rampes n'ont pas été mentionnées. En plus des études menées sur l'accessibilité et sur les différents calculs du plan incliné, il devient important d'étudier, d'une part la force minimale exigée au sujet (lors de la propulsion) afin d'éviter de reculer sur les différentes rampes d'accès, et d'autre part la force minimale nécessaire pour monter sur les différents plans inclinés.

OBJECTIFS

Le principal objectif de cette étude est de vérifier auprès d'un groupe de sujet non handicapé l'efficacité mécanique qu'exige la montée des rampes en FR selon les trois normes les plus couramment proposées et utilisées 1:10, 1:12 et 1:20. Plus spécifiquement il s'agit de développer une méthode pour quantifier les forces de propulsion maximales en fauteuil roulant.

METHODOLOGIE

Population

Douze sujets non-handicapés sédentaires (4 femmes et 8 hommes) dont l'âge moyen est 28.4 (± 7.6 ans) et le poids moyen est 65 (± 12 kg) ont participé à cette étude. Ils se sont familiarisé avec le fauteuil roulant avant de début de l'expérimentation.

Protocole expérimental

Tous les sujets participant à l'expérimentation ont utilisé le même fauteuil roulant de type «Prima» (Orthofab, Inc.). Le FR était équipé d'un dossier ainsi que d'un coussin de siège standard. Le positionnement du sujet a été effectué de manière à ce que le bassin du sujet soit en contact avec le plan de référence du dossier. L'angle siège dossier a été fixé à 95°, alors que l'angle de bascule était de 5°. L'angle de l'appui-jambe a été fixé à 120°. Ce positionnement a été conservé tout au long des différentes expérimentations.

Force maximale isométrique volontaire (F_{MIV})

La première expérimentation consistait à évaluer la force maximale isométrique volontaire (F_{MIV}). La F_{MIV} a été mesurée selon deux différents angles (0≅ et –30≅). Les deux angles représentent l'angle du début de la poussée (angle auquel la main attaque le cerceau au début de la phase de poussé). Un capteur de force (Phi Mesure) avec une précision ±1 N a été placé en série entre un point fixe et l'extrémité supérieure de la main courante (position 0≅). La roue arrière droite a été bloquée par le capteur de force, alors que la roue gauche a été bloquée par le frein. Les sujets devaient effectuer une poussée avec la main droite et gauche en même temps. La poussée devait être progressive et la plus forte possible, tout en évitant de donner des coups violents. Le poids du corps ne devait pas être mis en jeu lors de la poussée. Chaque effort de poussée, d'une durée de 5 à 6 secondes, a été répété 3 fois pour chaque angle. Pour éviter l'effet de la fatigue une période de repos de 2 minutes entre deux poussées successives a été accordée.

Force de résistance (F_{AG})

Le sujet demeure dans sa position initiale dans le FR. Le FR a été placé auparavant sur une plate forme. À l'aide d'un système manuel (crique) la plate forme a été inclinée de 6°, 5° et 3° , correspondant respectivement aux rampes de 1:10; 1:12 et 1:20. Le FR était bloqué par le capteur de force passant devant le centre de gravité du fauteuil. Le sujet restait assis sans bouger dans son fauteuil pendant que la force de résistance due à l'action de l'accélération gravitationnelle sur les différentes rampes était mesurée (F_{AG}).

Analyse et traitement des données

La F_{MIV} est la force la plus élevée que le sujet exerce au niveau de la main courante. La valeur moyenne de la force de chaque angle (0° et –30°) a été calculée, et la valeur la plus élevée a été retenue.

La réserve minimale (RM) nécessaire pour que le sujet puisse éviter de reculer a été calculée par le ratio de la force de résistance et la force maximale isométrique volontaire

$$RM = F_{AG} / F_{MIV} * 100\%$$

Des analyses statistiques paramétriques de type Anova à mesure répété ont été effectués sur les différentes valeurs de RM, F_{AG} et F_{MIV}.

RESULTATS

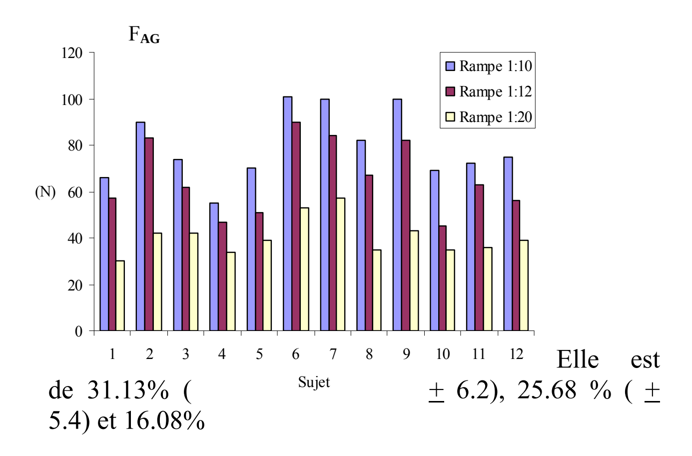
Les caractéristiques physiques des sujets sont présentés dans le tableau 1. La moyenne de F_{MIV} est 233.08 ± 51.7 N et de 257.08 ± 65.4 N respectivement pour l'angle de 0° et –30° . La différence est significative ($p<0.05$) pour les deux applications de force. La moyenne de la force la plus importante selon différent angle exercée par chaque sujet a été retenue (262.33 ± 62.9 N). La force résistance due à l'action de l'accélération gravitationnelle (fig 1)

pour les trois rampes 1:10, 1:12 et 1:20 était égale respectivement à 79.5 ± 15.6 N, 65.58 ± 15.6 N et 40.42 ± 7.8 N. Il existe une différence significative entre les trois forces gravitationnelles retenues sur les différentes rampes (P< 0.001). La F_{AG} dépende du poids du sujet. La F_{AG} est plus importante lorsque le poids du sujet augmente.

La réserve minimale (RM) nécessaire pour que le sujet puisse éviter de reculer a été calculée par le ratio de la force de résistance et la force maximale isométrique volontaire.

Tab. 1 : Caractéristiques des sujets :
H : sujet masculin; F : sujet féminin; SD : écart-type et F_{MIV} Force maximale isométrique volontaire en (N)

Sujet	N	Âge	Poids	Taille	F_{MIV}
F	4	27.5	53.3	162.25	188.7
H	8	28.5	71.2	177.3	299.1
Moyenne SD	12	28 ± 7.55	65.25 ± 12.1	169.8 ±9.1	262.3 ±62.9



Elle est de 31.13% (± 6.2), 25.68 % (± 5.4) et 16.08%

Fig 1 : La force résistance due à l'action de l'accélération gravitationnelle pour 3 rampes

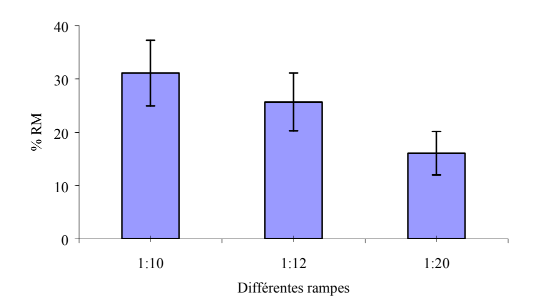


Fig 2 : La réserve minimale de l'action de l'accélération gravitationnelle

(± 4.1) respectivement pour les rampes de 1 :10, :12 et 1 :120 (fig 2). La différence entre trois pourcentages est significative (P<0.001). Il existe une corrélation entre la F_{MIV} et les %RM (0.57<R<0.78).

DISCUSSION

Le déplacement en fauteuil roulant exige de grands efforts, notamment quand il s'agit de monter sur un plan incliné. Le rendement mécanique du déplacement en fauteuil roulant dépend de la pente et de la vitesse (van der Woude et coll., 1988). D'après ces auteurs, le rendement mécanique d'un fauteuil roulant ne dépasse guère les 11%. Pour une vitesse de déplacement de 0.9 m/s, le rendement mécanique est de 11% sur une pente de 3°, alors qu'il est de l'ordre de 7% lorsque la pente est de 1°.

Les résultats de la présente étude sur la force isométrique mesurée selon deux différents angles montrent que la valeur de la force de poussée dépend du point d'application de celle-ci. Ces résultats sont proches de ceux d'Arabi et coll. (1999) et Veeger (1991). Ces auteurs ont également montré que la force appliquée sur la main courante d'un fauteuil roulant est plus élevée sur un angle de -30° que sur celui de 0° (par rapport à la verticale).

Les valeurs des forces gravitationnelles sur un plan incliné dans cette étude montrent qu'elles sont dépendantes du poids du sujet et du degré de l'inclinaison du plan. La force est aussi importante lorsque le sujet pèse plus ou lorsque la pente d'inclinaison augmente. De plus cette force dépend du revêtement du sol (coefficient de frottement) et du type du FR sur lequel le sujet se déplace (Axelson et coll. 1999).

La réserve minimale nécessaire pour que le sujet puisse éviter de reculer sur différentes pentes dépend également du degré de la pente. Dans cette étude, les réserves minimales pour trois inclinaisons différentes sont entre 16 et 31% de la force maximale que le sujet doit appliquer sur la main courante. L'étude d'Arabi et coll. (1999) a montré qu'une force de 30% (calculée sur un sol horizontal) de la force maximale est nécessaire aux sujets handicapés moteurs pour démarrer leur fauteuil roulant. En admettant que la force de démarrage plus la force minimale donnent la valeur de la force d'avancement du fauteuil sur une pente. Alors pour une rampe de 1:20, le sujet doit effectuer une force correspondante à 46% de la F_{MIV} sur son FR, alors que pour une inclinaison de 1:10, la force d'avancement augmente à 61%. Les résultats de la présente étude sont similaires à ceux de Cappozzo et coll. (1991), c'est-à-dire pour un poids de 80kg (poids du sujet + poids du FR), la force nécessaire pour monter sur une rampe de 10% est de 160N.

La valeur de 61% de la F_{MIV} est élevée pour les personnes âgées ou pour les personnes qui ne possèdent pas une force musculaire importante leur permettant de se maintenir sur une longue distance. Dans l'étude de Canale et coll. (1991) dont l'échantillon comprenait 86

femmes, il est ressorti que ces dernières déploient une force équivalente approximativement de moitié de celle des hommes. Malgré le nombre inférieur de sujets féminins (4 femmes contre 8 hommes), la présente étude montre que la force maximale chez les sujets féminins est de 63% moins élevée que celle appliquée par ces hommes.

Au point de vu ergonomique, 60% de la force maximale dans un travail journalier est considérée un effort intense (Soula et coll., 1961). La question qui sera posée à cet égard est : quelles sont les valeurs optimales de la distance et du temps pour monter sur une rampe? et quel est le niveau de force acceptable pour une population donnée.

CONCLUSION

La rampe d'accessibilité représente souvent la solution à des obstacles architecturaux pour le déplacement des usagés en FR. La présente étude sur les trois rampes les plus couramment utilisées au Canada montre que la rampe de 1:10 demande un effort considérable pour les sujets en FR.

BIBLIOGRAPHIE

[1] Arabi, H. Vandewalle, H. Kapitaniak, B. and Monod, H. Evaluation of wheelchair users in the field and in laboratory : Feasibility of progressive tests and critical velocity tests. Int. J. Indust. Ergonomics. 1999 (24), 483-491.

[2] Axelson, P. Chesney, D. Longmuir, P. et coll. Accessible exterior surfaces technical. Article. U.S. Architectural and Transportation Barriers Compliance Board. Washangton, DC. 1999.

[3] Canale, I. Felici, F. Marchetti, M. and Ricci, B. Ramp lenght/grade prescriptions for wheelchair dependent individuals. Paraplegia, 29 1991, 479-485.

[4] Cappozzo, A. Felici, F. Figura, F. Marchetti, M. and Ricci, B. Prediction of ramp traversabality for wheelchair dependent individuals. Paraplegia, 29, 1991, 470-478.

[5] Conseil National de Recherches du Canada. Code national du bâtiment du Canada. Ottawa : auteur, 1995.

[6] Crewe, N. and Zola, I.K. Independent living for physically disabled people : Developing implementing and evaluating self-help rehabilitation programs. San Francisco, CA : Jossey-Bass, 1983.

[7] Dejong, G. Independence living : From social movement to analytic paradigm. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 60, 1979, 435-446.

[8] Kushner, C. Falta, P.L. and Aitkens, A. Comment rendre votre domicile accessible : guide du consommateur handicapé. Ottawa Canada : Ministère des approvisionnements et services Canada, 1983.

[9] Sanford, J.A. Story, M.F. and Jones, M.L. An analysis of the effects of rampe slope on people with mobility impairments. Assistive Technology, 1997, 9: 22-33.

[10] Soula, C. Scherrer, J. Moynier, R. Bourguignon, C. Bourguignon A. and Monod, H. Aspects musculaires, sensoriels, psychologiques et sociaux de la fatigue. Arch. Mal. Prof., 22, 1961, 419-446.

[11] Van der Woude, L.H.V. Handrich, K.M.M. Veeger, H.E.J. van Ingen Schenau, G.J. Rozendal, R.H. De Groot, G. and Hollander, A.P. Manuel wheelchair propulsion : effects of power output on physiology and technique. Med. Sci. Sport Exerc. 1988, vol, 20 70-78.

[12] Veeger, H.E.J. Biomechanical of manual wheelchair propulsion. Ergonomics of Manual Wheelchair Propulsion. Commision of the European Communities Comac. BME.1991, 213.

Des fils d'alliage à mémoire de forme comme aide à la réduction d'un handicap dû à des difficultés de préhension.

NICOLAS Gabriel
25 chemin des Corveaux
Montlhéry 91310
Email : gab.chris@online.fr

RESUME
Des études sur des fils d'alliage à mémoire de formes ont été réalisées dans le but de pouvoir les utiliser en tant qu'actionneurs d'orthèses dynamiques programmables afin de restituer une certaine fonctionnalité de la main aux personnes handicapées par des difficultés de préhension. L'asservissement de ces fils d'alliage n'est possible que par l'intermédiaire d'une carte électronique de commande dont le fonctionnement est rendu transparent par l'emploi d'un logiciel permettant aussi l'utilisation de modèles mécaniques adaptés aux besoins de la mobilisation articulaire. Puisque les caractéristiques mécaniques de ces fils d'alliage à mémoire de formes sont connues, les données de forces et de déplacements qui pourront être obtenues à partir de ces orthèses, permettront de compléter les modèles dans le but de tenir compte des données physiologiques de l'utilisateur.

MOTS CLES : Orthèse ; Dynamique ; Programmable ; Main ; Alliage ; Mémoire

INTRODUCTION

La conception d'un appareillage dynamique programmable, destiné à améliorer l'autonomie des personnes handicapées par des difficultés de préhension et à faciliter la rééducation des doigts opérés [1], doit correspondre aux attentes du personnel soignant et à celles du patient. Il est nécessaire de créer un ensemble d'outils d'aide à la conception d'un tel appareillage du membre supérieur qui - par sa fabrication dans les centres de rééducation et de réadaptation - pourra s'adapter à la morphologie des patients et évoluer en fonction de leurs besoins et de leurs possibilités. Pour cela, il faut choisir un actionneur constitué de matériaux dont les déformations ou le comportement mécanique peuvent être contrôlés par l'application d'un courant électrique. Ils ont pour avantage, par apport aux moteurs traditionnels, de ne pas proposer de mécanismes complexes (facilité de maintenance et réduction des coûts de fonctionnement) tout en permettant un asservissement par des variations de courant électrique et en autorisant ainsi une évolution grâce à des modifications par logiciel. Les alliages à mémoire de formes, par les densités de forces qu'ils produisent ainsi que par l'amplitude de leur déformation, semblent les plus adaptés à une utilisation en tant qu'actionneur d'orthèses dynamiques programmables. Des tests mécaniques de ces fils, chauffés ou non par l'intermédiaire d'un courant électrique, ainsi que la conception d'une électronique de commande ont été réalisés dans le but de valider et d'optimiser leur utilisation dans le cadre spécifique d'orthèses dynamiques programmables.

Si la programmation de l'électronique de commande de l'orthèse dynamique programmable doit être réalisée de façon transparente pour l'équipe soignante, par l'intermédiaire d'un logiciel, l'utilisation et le choix de la technique utilisée pour la mise en mouvement doivent être facilités. Ainsi, l'objectif second de ce logiciel est de permettre l'élaboration de modèles mécaniques utiles aux simulations qui seront effectuées par l'équipe soignante avant la programmation de l'orthèse. Dans un premier temps un modèle a été élaboré pour montrer l'importance de paramètres nécessaires aux simulations de la mise en flexion passive d'un index.

MATERIEL ET METHODES

Les fils d'alliage à mémoire de formes sélectionnées pour les expérimentations sont constitués de Nickel-Titane. Pour effectuer des tests mécaniques des fils de Flexinols®, d'un diamètre de 150 µm, ont été choisis comme éprouvettes. Ils peuvent fournir lors de leur raccourcissement, provoqué par la chauffe, une force utile de 3N ce qui correspond à une amplitude de force utilisée pour la mise en flexion passive d'un index, après opération sur ses tendons fléchisseurs [2] [3] [4]. Leur déformation lors de la chauffe est de l'ordre de 5%.

Deux types d'échantillons de fils de Flexinol®, d'un diamètre de 150 µm, ont été utilisés. L'un possédant une longueur totale de 10 cm et l'autre une longueur totale de 14 cm. En vue de pouvoir insérer ces fils de Flexinol® dans des mors en acier, les extrémités de ces derniers ont été enduites d'une solution les isolant électriquement et les protégeant. Finalement sur les 10 cm et sur les 14 cm, 7 cm et 12.5 cm seront considérés comme subissant les déformations dans l'étendue de force considérée. Les forces seront limitées à 9N. La série d'expérimentations présente une variation aléatoire des vitesses de déformations entre chaque essai de traction. Ces

tractions ont été réalisées sur des fils non chauffés ou chauffés par l'intermédiaire d'un courant électrique obtenu à partir un régulateur actif de courant (puisque lors de l'application de contraintes extérieures, aussi bien mécaniques que thermiques, ces fils d'alliage présentent une variation de leur résistivité électrique). Des courbes exprimant les variations de force en fonction du temps, les variations d'allongement en fonction du temps, les variations de force en fonction des allongements et les variations de contrainte en fonction des déformations ont été tracées et analysées.

Après l'étude mécanique du fil de Flexinol®, son comportement dans un système contrôlé par une électronique de commande a été analysé. Une carte électronique a été conçue pour permettre un asservissement en position des raccourcissements des fils d'alliage et un contrôle de leur vitesse de déformation. Un banc de manipulation a donc été réalisé pour mesurer l'efficacité de cette carte. Il utilise un potentiomètre linéaire comme capteur de déplacement et une carte permettant de faire l'interface avec un ordinateur servant pour l'acquisition et aux traitements des données. Le fil d'alliage à mémoire de formes, d'une longueur de 18.5cm peut-être relié, par l'intermédiaire d'un fil de Kevlar, à une masse suspendue ou à l'extrémité mobile d'un ressort.

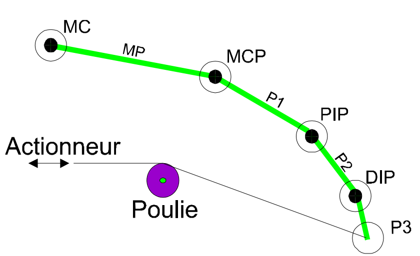


Figure 1 : Schématisation d'un doigt

Pour contrôler l'action de fils d'alliage à mémoire de formes sur la flexion passive d'un index (figure 1), il est nécessaire de disposer d'un modèle paramétrique d'un doigt soumis à une force appliquée sur sa phalange la plus distale. Il a alors fallu quantifier l'importance des caractéristiques géométriques et rhéologiques des couples muscles tendons s'opposant à la mise en mouvement. Cette étude préliminaire à permis l'élaboration d'un modèle utilisant une méthode de résolution Lagrangienne, les interdépendances des forces au niveau des insertions tendineuses et, la rhéologie des tissus périarticulaires et des tendons.

La modélisation d'un index s'appuie sur le mouvement de quatre segments articulés les uns aux autres. Leurs mouvements dans l'espace sont étudiés par projection dans les deux plans orthogonaux (**XOY**) et (**XOZ**). Le choix de ces deux plans est dû à la nécessité de pouvoir observer en même temps les mouvements de flexion-extension et les déviations radio-cubitales. Dans ces plans, un segment osseux est représenté par une barre rigide et inextensible dont les centres de rotation (liaison rotoïde axiale), schématisés par des cercles, correspondent aux articulations.

Dans le cadre de la rééducation d'un index après opération des tendons fléchisseurs, il a été montré que les tendons extenseurs occupent un rôle primordial dans la résistance opposée à la mobilisation. Le rôle de la rhéologie de ces tendons et des tissus environnant peut être introduit grâce aux travaux expérimentaux effectués par Llorens [5]. Les relations d'interdépendances des forces au niveau des insertions tendineuses peuvent s'exprimer grâce à des interpolations sur les courbes tracées par Buchner [6].

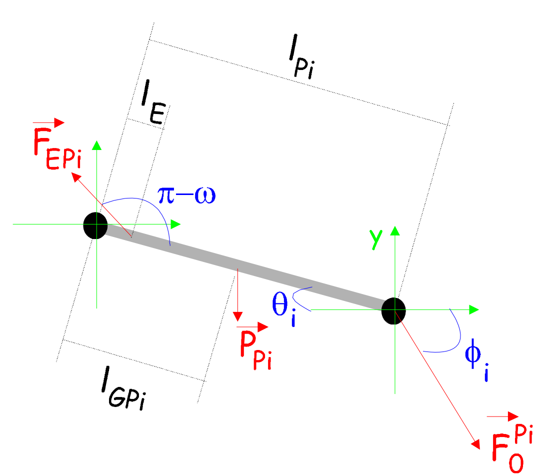


Figure 2 : Représentation des forces au niveau de chaque segment osseux.

Pour chaque segment osseux *i*, il est possible de déterminer l'accélération angulaire grâce aux paramètres suivant : l_{Pi} la longueur de la phalange *i*, l_E la distance entre le point d'insertion de la force tendineuse et du centre de rotation de la phalange, F_{EPi} la force exercée par l'insertion tendineuse, F_0^{Pi} la force exercée par la phalange en aval (pour le dernier segment cette force correspond à la force exercée par le fil d'alliage) et finalement P_{Pi} son poids. Il est à noter qu'une force de frottement de type visqueux appliquée au niveau des articulations permet la limitation des oscillations. Malheureusement, les données biomécaniques caractérisant la lubrification des articulations des doigts n'ont pas été trouvées dans les publications consultées. La valeur numérique du couple d'amortissement proportionnel à la vitesse angulaire introduite est donc empirique et permet la stabilisation des articulations à plus ou moins brève échéance.

Ce modèle s'inscrit dans un logiciel permettant à l'équipe soignante d'effectuer, avant la programmation de l'orthèse dynamique, des simulations adaptées à l'anthropométrie et à l'évolution de la pathologie de

chaque patient. L'équipe soignante peut, outre les données administratives caractéristiques du patient et propres à l'établissement, utiliser des paramètres liés à l'anthropométrie, aux durées et périodicité des exercices, aux angles-limites, au positionnement de la poulie utilisée pour le renvoi vers le bout du doigt de la force exercée par l'actionneur, et finalement à l'amplitude de cette force et de la vitesse de mobilisation. Ces saisies sont réalisées par le biais d'une interface graphique permettant aussi le positionnement des segments osseux du doigt avant mobilisation grâce à une vue de profil et de dessus.

RESULTATS

Lors des essais de traction, à vitesse de déformation constante, il a été mis en évidence un comportement linéaire des fils Flexinol@ dans les plages de forces utilisées pour la mise en flexion passive d'un doigt. Cette caractéristique est vérifiée si l'alliage est non chauffé (en phase martensite) ou chauffé (en phase austénite). Les expérimentations effectuées sur le fil de Flexinol® confirment la conservation du comportement mécanique de ce type d'alliage lorsque ses valeurs (Force, Longueur, Température), liées aux contraintes, aux allongements et aux températures-limites, ne sont jamais dépassées. Les expérimentations effectuées avec la carte électronique de commande a permis de constater l'importance d'un quatrième paramètre lié à l'histoire des activations du fil de Flexinol® si l'on veut anticiper les réactions des fils d'alliage. Il a donc été nécessaire de réaliser un asservissement en position pour utiliser ces fils d'alliage en tant qu'actionneurs d'orthèses dynamiques programmables. Lors des essais de contrôle de la vitesse de déformation par l'ajout d'un pas de tension constant à partir d'une amplitude de départ fixée, l'inertie de la chauffe doit être prise en considération et implique une vitesse minimale de rétrécissement de 1.2mm/s de l'alliage ce qui impose une vitesse minimale de déplacement de l'articulation mise en mouvement. En accord avec les constations de A. Baz, K. Iman et J. McCoy [7], il a été vérifié que l'augmentation de la fréquence du courant électrique de stimulation du fil d'alliage permet d'accroître l'amplitude du rétrécissement fourni par le Flexinol®, pour une même tension et lorsque le fil n'atteint pas sa limite de déformation. Les expérimentations effectuées ont permis d'évaluer la force que produit le fil de Flexinol® lors du passage de la phase martensite à la phase austénite. Il est ainsi possible d'observer que lors de la chauffe, le fil adapte la force qu'il exerce sur son environnement en fonction des contraintes mécaniques qui lui sont imposées. Il fournit ainsi le travail minimum afin de réaliser le mouvement pour lequel il a été programmé. Cette caractéristique permet à la fois de ne pas réaliser d'orthèses traumatiques pour le doigt mis en mouvement, et autorise aussi la connaissance de l'impédance d'un doigt possédant des pansements, des oedemes et des adhésions au niveau des gaines séreuses sans lui exercer de contraintes excessives.

Les nombreuses simulations effectuées grâce au modèle mécanique, en utilisant les valeurs des paramètres obtenus dans la littérature (centres de rotation des articulations, forces au niveau des insertions tendineuses, rôle de chacun des tendons et des muscles intrinsèques lors d'une flexion de doigt, excursions tendineuses), ont permis de valider des habitudes thérapeutiques lors de la rééducation d'un doigt ayant subi une opération sur les tendons fléchisseurs (figure 3). Ces simulations ont aussi aidé à optimiser le positionnement de la poulie afin d'obtenir des valeurs juste suffisantes, pour ne pas être traumatiques, de certains paramètres comme l'excursion du tendon fléchisseur, le déplacement angulaire des phalanges et la force que doit exercer l'actionneur.

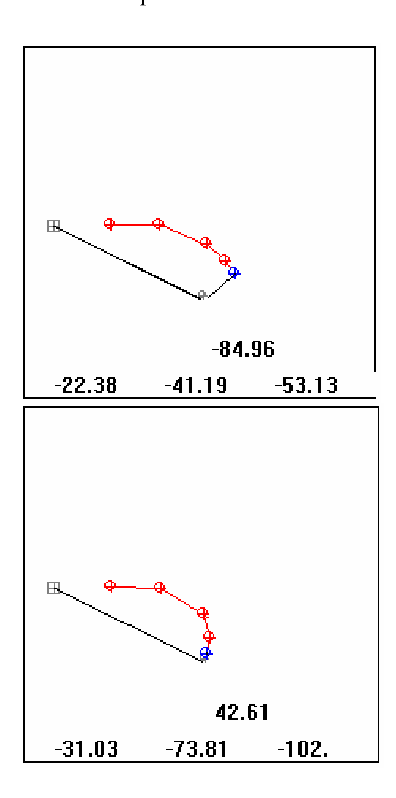


Figure 3: Description du mouvement du doigt avec indication des angles des trois phalanges.

Les différentes simulations effectuées ont aussi autorisé l'idée d'une conception d'orthèses dynamiques programmables ressemblant à un gantelet carpien afin d'aider une personne handicapée par des difficultés de préhension à retrouver une fonctionnalité de la main. Par sa méthode de résolution, ce modèle laisse la possibilité d'ajouter, au niveau de chacune des phalanges, l'influence des pansements, des oedèmes et des adhésions dans les gaines séreuses, lorsque des données caractérisant ces paramètres seront quantifiées.

CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES

Toutes les caractéristiques observées lors des essais de tractions, couplées avec celles obtenues par l'utilisation de l'électronique de commande, qui permet le contrôle de la vitesse de déformation de l'alliage et le maintien

d'une déformation désirée, encouragent fortement à la réalisation d'orthèses dynamiques programmables pour le membre supérieur qui utilisent ce type d'actionneur.

L'utilisation des fils d'alliage, et de l'électronique de commande qui leur est associée, permettra à l'équipe soignante de contrôler précisément le mouvement des articulations et de comparer ses résultats avec d'autres équipes utilisant le même actionneur. Il sera alors possible d'établir une base de données conséquente pour compléter les modèles mécaniques afin d'optimiser les appareillages dans le but d'améliorer la réadaptation professionnelle puis sociale d'une personne handicapée par des difficultés de préhension.

REMERCIEMENTS

Les recherches sur les fils d'alliage à mémoire de formes ont été effectuées au sein du Laboratoire de Mécanique Physique de l'Université PARIS XII Val de Marne(1) et au sein du Service de Rééducation Fonctionnelle et de Réadaptation Médicale de l'Hôpital Henri Mondor(2) à Créteil. Aussi je remercie messieurs le Professeur D.Geiger(1), le Professeur C. Hamonet(2), le Professeur C.Oddou(1) de m'avoir accueilli au sein de leur équipe respective.

BIBLIOGRAPHIE

1. Dent J. A., Continuous passive motion in hand rehabilitation, *Prosthetics and Orthotics International* , 1993, Vol. 17 pp 130-135
2. Booze Jeanin A., Sanson Michael S., Soutas-Little Robert M. et al., Comparison of biomechanical motions and forces involved in high-profile versus low-profile dynamic splinting, *Journal of Hand Therapy*, 1994, July-September pp 171-181.
3. I.A.Kapandji, *Physiologie articulaire : Membre supérieur*, Edition MALOINE 1994.
4. Fess Elaine Ewing, Splints : mechanics versus convention, *Journal of Hand Therapy* ,1995, April-June pp124-130.
5. Evans Roslyn B., Thompson David E., An analysis of factors that support early active short arc motion of the repaired central slip, *Journal of Hand Therapy* , 1992, October-December pp 187-201.
6. Buchner H. J., Hinest Margaret J., Hemani Hooshang, A dynamic model for finger interphalangeal coordination, *J. Biomechanics*, 1988, Vol.21, N° 6 pp 459-468.
7. Baz A., Iman K., McCoy J., The dynamic of helical shape memory actuators, *J. of Intell. Mater. Syst. and Struct*,1990, Vol. 1, January 105-133.

Comparaison à partir d'I.R.M. de caractéristiques biomécaniques de membres inférieurs sains et pathologiques

Antonio PINTI* Eric WATELAIN* Gilles KEMOUN**

Patrick HEDOUX* Bernard BOLUIX**

*LAMIH – Université de Valenciennes, Le Mont Houy – 59313 Valenciennes Cedex 9
antonio.pinti@univ-valenciennes.fr
**Centre ELAN – Hôpital de Wattrelos, 59393 Wattrelos Cedex

RESUME
Dans le domaine de la biomécanique humaine, peu d'études ont été effectuées sur la détermination de paramètres inertiels et géométriques de segments de sujets atteints de pathologie. Dans le cadre de cette recherche, un sujet hémiplégique a été étudié. L'I.R.M. a été utilisée afin de localiser les tissus in vivo de façon non invasive. Grâce à un traitement informatique de ces images, les propriétés inertielles des segments sont déterminées. Le travail présenté met en évidence les différences relevées entre les valeurs calculées à partir d'I.R.M. et celles évaluées à partir des modèles anthropométriques existants. Les résultats montrent qu'il est nécessaire de développer de nouveaux modèles anthropométriques propres aux sujets pathologiques. Ils permettront, par exemple, une analyse cinétique plus précise de la marche pathologique.

MOTS CLES : Biomécanique, Propriétés inertielles, Sujets pathologiques, Hémiplégie, Imagerie Médicale, I.R.M.

INTRODUCTION
L'analyse cinétique de mouvement tel que la marche pathologique par la méthode de la dynamique inverse nécessite la détermination de paramètres géométriques et inertiels [1] [2]. Parmi ces paramètres figurent la position du centre de masse et la masse des segments corporels. Ces paramètres peuvent être estimés in vivo par différentes méthodes.

Parmi elles, l'immersion des segments corporels ou la prise de mesures anthropométriques ont l'avantage d'être simple d'emploi, mais nécessitent l'utilisation de formules mathématiques reposant sur des modèles prédéfinis. D'autres techniques font appel à l'imagerie médicale. Le scanner et l'Imagerie par Résonance Magnétique Nucléaire (I.R.M.) en font parties. Le traitement informatique des images recueillies permet d'obtenir les propriétés géométriques et inertielles des segments corporels du sujet.

L'I.R.M. présente l'avantage d'être non invasive pour le sujet et a donc été retenue pour cette étude. Cette méthode peut être utilisée non seulement sur des sujets sains mais aussi sur des sujets pathologiques.

Après avoir décrit le système d'acquisition des I.R.M., nous aborderons les traitements informatiques mis en œuvre pour obtenir les données nécessaires. Les résultats obtenus seront ensuite présentés et discutés.

SYSTEME D'IMAGERIE MEDICALE
Les images I.R.M. utilisées ont été enregistrées à partir d'un système d'I.R.M. General Electric de type SIGNA. Des enregistrements I.R.M. axiales ont été réalisés sur un sujet hémiplégique de 45 ans, à 6 mois de son accident vasculaire cérébral [3]. Les paramètres de l'appareil sont les suivants : Temps de Répétition : 500 et 560 ms ; Temps d'Echo : 13 ms ; épaisseur de coupe : 10 mm ; intervalle entre les coupes : 1 mm ; champ d'analyse : 48 x 36 cm ; matrice : 512 x 320. Les I.R.M. sont enregistrées au format médical DICOM en 256 niveaux de gris. Il faut environ cent coupes pour analyser les membres inférieurs d'un sujet.

La figure 1 montre l'acquisition des coupes à l'aide d'un système d'I.R.M..

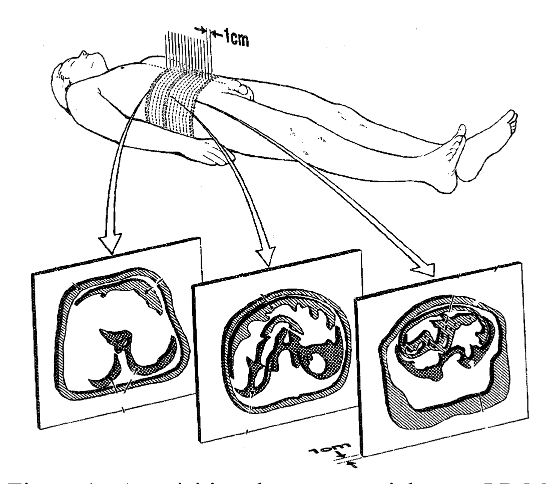


Figure 1 : Acquisition de coupes axiales par I.R.M.

METHODE

Les programmes de reconnaissance automatique des tissus ont été développés sur ordinateur de type PC Pentium II sous Windows NT à l'aide du logiciel de traitement d'images Optimas. Afin d'accélérer les calculs, quelques routines ont été réécrites en langage C++ sous forme de bibliothèque DLL.

Quatre tissus sont distingués : l'os spongieux, l'os cortical, le muscle et le tissu adipeux, car ils ont des masses volumiques distinctes [8].

L'os cortical et les muscles ont des luminances caractéristiques tandis que l'os spongieux et le tissu adipeux ne peuvent pas être distingués à partir de leur luminance. La figure 2 montre l'histogramme d'une coupe I.R.M..

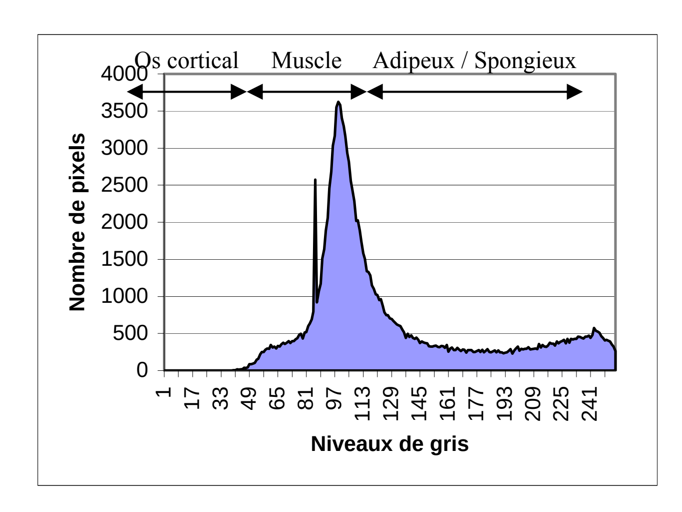


Figure 2 : Histogramme d'une coupe I.R.M.

Par conséquent, des connaissances physiologiques, comme la forme, la taille ou l'emplacement, ont donc été introduites dans la méthode de segmentation automatique. La figure 3 montre une image I.R.M. brute.

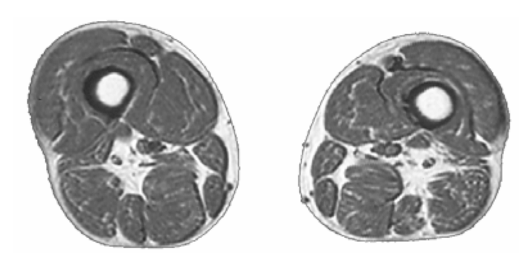


Figure 3 : I.R.M. brute au niveau de la mi-cuisse

Dans une première étape, il faut séparer les deux jambes sur chaque I.R.M.. Cette étape est effectuée en utilisant un seuillage adaptatif. L'adaptation du seuil est déterminée grâce à deux paramètres qui sont les surfaces et la circularité des formes.

Dans une deuxième étape, un seuillage permet de détecter l'os spongieux. Celui-ci se différencie des zones de tissus adipeux par sa forme extérieure, sa taille et sa position. L'os cortical est détecté en utilisant un seuillage adaptatif et en testant la position des zones trouvées par rapport à l'os spongieux identifié précédemment. Un seuillage simple permet ensuite de détecter les zones musculaires.

Enfin, les zones n'ayant pas encore été reconnues dans chaque jambe sont considérées comme étant du tissu adipeux.

La figure 5 présente l'image résultat. A partir de cette image en 5 niveaux de gris, il est alors possible de déterminer les paramètres biomécaniques tels que la masse ou le centre de masse comme expliqué ci-après.

La figure 4 illustre la méthode utilisée [7].

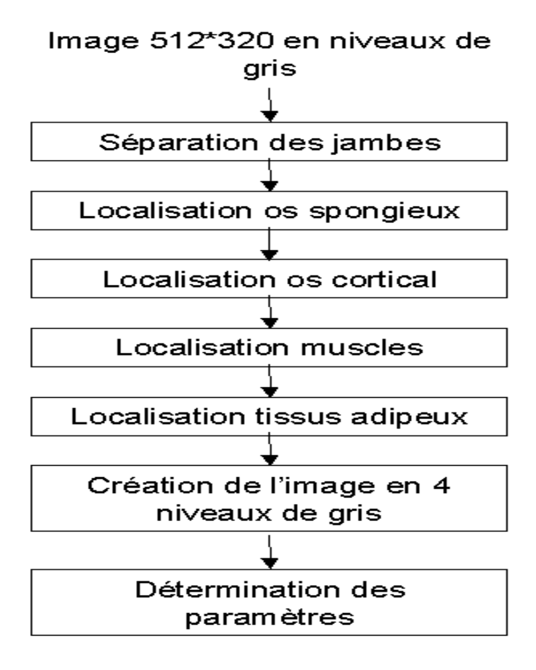


Figure 4 : Méthode d'analyse des images I.R.M.

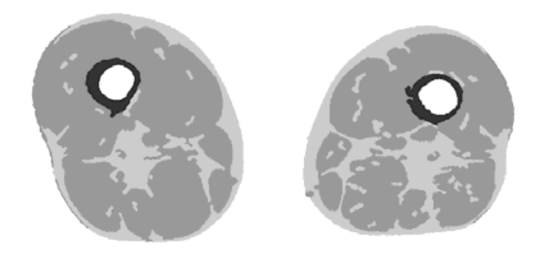


Figure 5 : Image I.R.M. traitée avec notre méthode
Gris clair : Tissu adipeux
Gris foncé : Muscle
Noir : Os cortical
Blanc : Os spongieux

Ensuite, chaque tissu est pondéré par sa masse volumique. Les masses volumiques utilisées sont issues des travaux de Woodard [11]. Il est alors possible de calculer la masse, le centre de gravité de chaque tissu de chaque coupe.

Pour cela, il est d'abord nécessaire de calculer le volume élémentaire d'un pixel à l'aide de la formule $V_e = E_h.E_v.E_c$ avec E_h et E_v les échelles horizontale et verticale en cm/pixel et E_c l'épaisseur d'une coupe en cm (ici 1,1 cm).

Ensuite, la masse élémentaire d'un pixel est calculée grâce à la formule $M_e = V_e.\rho$ avec ρ la masse volumique du tissu concerné en g/cm³.

La masse d'une zone de tissu est la somme de toutes les masses élémentaires la composant.

Le centre de gravité est toujours calculé par rapport à un point de référence. La formule générale utilisée est la suivante : $\vec{G} = \frac{\sum_{i=1}^{N_{pixel}} m_i.\vec{M}_i}{\sum_{i=1}^{N_{pixel}} m_i}$.

Puis, la masse totale et le centre de gravité de chaque coupe peuvent être calculés. Le centre de gravité de chaque tissu est repéré sur les coupes comme le montre la figure 6.

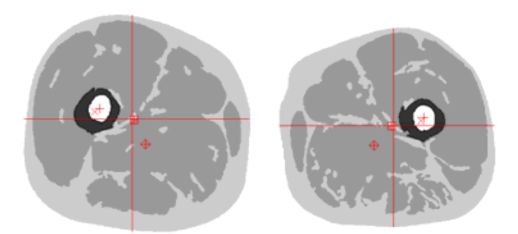


Figure 6 : Localisation des centres de masses pour chaque tissu et pour l'ensemble de la coupe
+ Spongieux X Cortical ⊞ Muscle ✥ Adipeux

Les coupes sont alors regroupées par segments corporels, c'est à dire dans notre cas, les cuisses et les jambes. La découpe utilisée dans notre étude est celle proposée par Zatsiorsky en 1990 [13] présentée à la figure 7.

La position des centres de masse segmentaires est exprimée en fonction de la longueur du segment suivant l'axe principal d'inertie. La référence est le point proximal du segment.

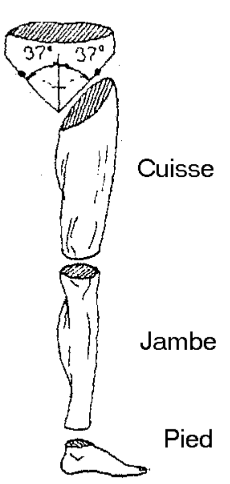


Figure 7 : Découpe des segments corporels inférieurs par la méthode de Zatsiorsky [13]

RESULTATS

Les figures 8 et 9 présentent respectivement les masses en grammes des coupes axiales pour les cuisses et les jambes. Le point de référence, noté coupe numéro 1, est toujours le point proximal du segment. La figure 8 montre l'évolution de la masse le long de la cuisse du sujet, et la figure 9 le long de la jambe. Chaque graphe comporte deux courbes. La courbe noire indique les valeurs du membre sain et la courbe grise celles du membre pathologique.

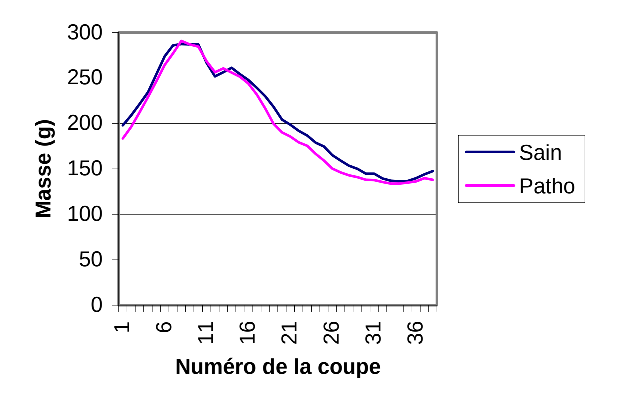


Figure 8 : Masses des coupes des cuisses
Coupe 1 : hanche – point proximal
Coupe 38 : genou – point distal

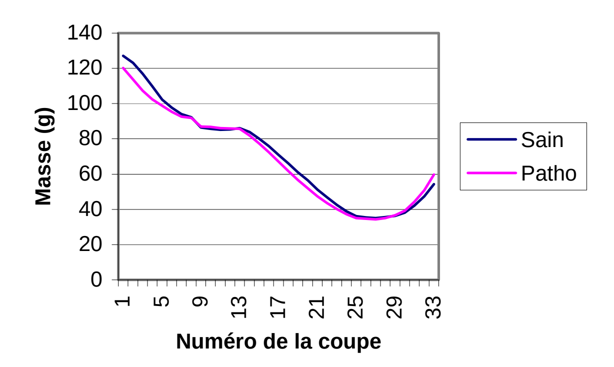


Figure 9 : Masses des coupes des jambes
Coupe 1 : genou – point proximal
Coupe 33 : pied – point distal

Les tableaux 1 et 2 présentent les valeurs de la masse et de la position du centre de gravité des segments sains et pathologiques. Le tableau 1 contient les résultats obtenus pour les cuisses du sujet, et le tableau 2 ceux des jambes.

	Côté Sain	Côté Pathologique
Masse	7796 g	7518 g
Position Centre de Gravité	42.5 %	42.3 %

Tableau 1 : Comparaisons des valeurs pour les cuisses

	Côté Sain	Côté Pathologique
Masse	2326 g	2261 g
Position Centre de Gravité	37.7 %	38.2 %

Tableau 2 : Comparaisons des valeurs pour les jambes

Des modèles issus de la littérature [4] [5] [6] [9] [12] permettent d'estimer les positions des centres de masse des segments corporels. Ces estimations sont comparées aux valeurs obtenues dans notre étude. Les figures 10 et 11 montrent ces valeurs, respectivement pour les cuisses et les jambes.

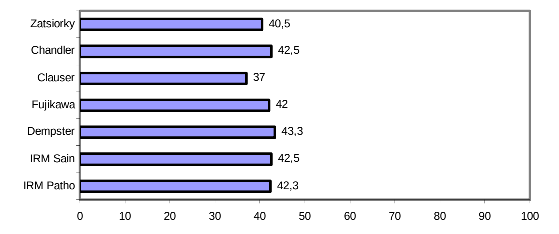


Figure 10 : Positions des centres de masse issues de modèles de la littérature et de notre étude pour les cuisses

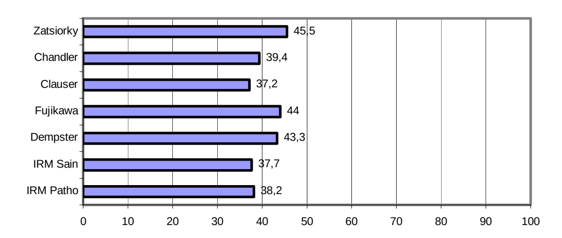


Figure 11 : Positions des centres de masse issues de modèles de la littérature et de notre étude pour les jambes

DISCUSSION

Les différences observées entre les côtés sain et pathologique, pour les masses ou pour les positions des centres de masse segmentaires, sont de l'ordre de quelques pourcents. Ceci peut être expliqué par le fait que le sujet hémiplégique sélectionné est faiblement atteint par sa pathologie et qu'il dispose d'une bonne motricité.

En ce qui concerne les masses, l'écart observé entre les cuisses atteint 3.6% et 2.8% pour les jambes. Ces valeurs sont le reflet d'une faible hémiplégie qui se situe principalement au niveau des jambes. Ceci explique les faibles infiltrations adipeuses à l'intérieur du muscle. Elles sont difficilement détectées par le logiciel qui ne différencie que le tissu adipeux du tissu musculaire sans prendre en compte le taux d'infiltration. Il sera donc nécessaire de faire évoluer ce logiciel.

En ce qui concerne les positions des centres de masse segmentaires, les différences entre les deux côtés sont de 0.2% et 0.5% de la longueur de leur segment respectif. L'explication est la même que pour les masses.

Les valeurs obtenues sont comparables à celles obtenues à partir de modèles issus de la littérature. Cependant, les variations de ces valeurs ne sont pas négligeables si l'on compare les valeurs extrêmes issues des modèles. En effet, les différences maximales relevées sont de 6.3% pour les jambes et de 8.3% pour les cuisses. Ceci représente une erreur d'environ 3 centimètres sur la position du centre de masse segmentaire.

CONCLUSION

Dans ce travail, une étude des caractéristiques biomécaniques de membres inférieurs sains et pathologiques a été effectuée sur un sujet hémiplégique [10]. Afin de déterminer automatiquement ces caractéristiques, un logiciel d'analyse automatique d'I.R.M. a été utilisé. Ce logiciel permet de déterminer des paramètres géométriques et inertiels sur les segments corporels composant les membres inférieurs. Les

résultats obtenus sont proches de ceux calculés à partir de modèles issus de la littérature. Cependant, des différences de l'ordre de 3% sur les masses et de 0.5% sur les positions des centres de masse segmentaires sont relevées entre les membres sain et pathologique. Bien que faibles, ces différences démontrent l'intérêt de cette étude. Cette approche va permettre une détermination précise de paramètres biomécaniques nécessaires à l'analyse automatique de la marche sur un nombre important de sujets qu'ils soient pathologiques ou non. De plus, cette technique étant non invasive, il sera possible de suivre l'évolution temporelle de ces caractéristiques en fonction de l'évolution de la pathologie du sujet étudié.

REMERCIEMENTS
Les auteurs remercient la direction et le personnel du service d'imagerie médicale de l'hôpital de Tourcoing pour la mise à disposition de leur appareil IRM.

BIBLIOGRAPHIE

1. ALLARD Paul, BLANCHI Jean-Pierre, Analyse du mouvement humain par la biomécanique, *Décarie Editeur*, Québec, 1996
2. BARBIER Franck, Modélisation biomécanique du corps humain et analyse de la marche normale et pathologique – Application à la rééducation, *Thèse de doctorat, Université de Valenciennes*, 1994
3. BODSON A.M., Entre ombre et lumière, Dossier Hémiplégie, *Faire Face*, 561, 7p, 1999
4. DEMPSTER Wilfred Taylor, Space requirements of the seated operator, *WADC Technical Report 55-159*, 1955
5. DRILLIS R., CONTINI R., Body segment parameters, PB 174 945, *Technical report 1166.03*, New-York, School of engineering and science, 1966
6. FUJIKAWA Katsumasa, The center of gravity in the parts of human body, *Okajimos Folia Anat. Jap.,* 39(3), 117-126, 1963
7. HEDOUX P., WATELAIN E., PINTI A., BARBIER F., BOLUIX B., KEMOUN G., Automatic analysis of lower limb MRIs of hemiplegic patients for biomechanic parameter calculation, *XXIVème congrès de la société de biomécanique,* Beaune France, 1999
8. HELENON O., ROGER B., LAVAL-JEANTET M., IRM du genou, Masson, *Collection d'imagerie radiologique,* 1991
9. PEARSALL David J., REID J. Gavin, The study of human body segment parameters in biomechanics, *Sports Med.,* vol 28 no 2 pp 126-140, 1994
10. WATELAIN E., DEVYNCK T., PINTI A., BARBIER F., KEMOUN G., BOLUIX B., ANGUE J.C., Estimation des masses segmentaires des membres inférieurs du patient hémiplégique à l'aide d'I.R.M., *XXIIIème congrès de la société de biomécanique*, 1998
11. WOODARD H.Q., WHITE D.R., The composition of body tissues, *The bristish journal of radiology*, vol 59 pp 1209-1219, 1986
12. ZATSIORSKI V., SELUYANOV V, The mass and inertia characteristics of the main segments of the human body, *Biomechanics VIII-B, Ed. By MATSUI H. & KOBAYASHI K., Human Kinetics Publisher,* Champaign, IL, pp 1151-1159, 1983
13. ZATSIORSKI V., SELUYANOV V, CHUGUNOVA L., In vivo body segment inertial parameters determination using a gamma-scanner method, In *BERME N. & A. CAPPOZZO, Ed Biomechanics of human movement : Applications in Rehabilitation, Sports and Ergonomics, Bertec Corporation,* Worthington, OH, P186-202, 1990

Comment exploiter une analyse de la fonction Préhension dans le cadre de l'aide aux personnes handicapées

Baron S[1,3,*], Gorce P[3,**], Didi N[2,***], Pradat-Diehl P[1,4], Sirigu A[1,5,****]

[1]Equipe Cognition et Motricité, IFR de Neurosciences, Hôpital dela Salpêtrière, 75013 Paris
[2]INSERM - CREARE U483, 75005 Paris
[3]U483 INSERM / LGMPB, IUT Cachan, 94234 Cachan
[4]Service de Rééducation Neurologique, Hôpital de la Salpêtrière, 75013 Paris
[5]Institut des Sciences Cognitives CNRS UPR 9075, 69675 Bron
*sbaron@ccr.jussieu.fr, ** philippe.gorce@iut-cachan.u-psud.fr, *** Noureddine.Didi@snv.jussieu.fr
**** sirigu@isc.cnrs.fr

RESUME
L'étude des mouvements de préhension, à l'aide d'un CyberGlove pour main droite, nous a permis d'identifier chez des sujets sans atteinte neurologique des comportements de la fonction préhension. Ils se caractérisent par différentes stratégies manuelles au niveau articulaire. Celles-ci se manifestent lorsqu'un sujet saisit, dans l'intention de les déplacer, des objets prototypiques, de différentes formes géométriques et tailles, dont certains sont présentés dans diverses orientations. L'analyse comportementale entreprise nous permettra de qualifier les schémas moteurs de la préhension manuelle, étape indispensable en vue d'une modélisation de la main à partir de laquelle il sera alors possible d'optimiser les outils d'aide à la préhension, et/ou manipulation, développés pour les personnes à mobilité réduite.

MOTS CLES : Analyse neurophysiologique, fonction préhension, Aide technique, CyberGlove.

INTRODUCTION
Depuis une vingtaine années, de nombreux travaux ont été entrepris sur la fonction préhension pour augmenter l'autonomie des personnes à mobilité réduite. Dans ce but, des prothèses plus ou moins sophistiquées [2,4] sont développées pour venir en aide aux personnnes ayant subi une amputation. D'autre part, pour assister les personnes tetraplégiques, des solutions fortement robotisées sont proposées. Elles sont de deux types: bras manipulateurs fixes [3,10,13] ou bien montés sur fauteuil roulant [11,12]. Associées à ses travaux, plusieurs évaluations cliniques [6,16] définissent les besoins, en terme de préhension, des personnes handicapées dans leur vie quotidienne.

Dans ce contexte, notre objectif est de proposer, à partir d'une étude neurophysiologique, des solutions technologiques adaptées aux besoins des personnes à mobilité réduite [5]. Pour ce faire, nous proposons en premier lieu de caractériser les fonctions motrices de la préhension. Le mouvement de préhension est de coutume décomposé en deux phases: une phase d'approche ou "reaching" durant laquelle le membre supérieur est rapidement transporté vers la cible, puis une phase de saisie ou "grasping" durant laquelle la main se referme sur l'objet pour le saisir [8,9,17]. La finalité de ce mouvement conduit à une posture manuelle [7] appropriée, en fonction des paramètres environnementaux [15], pour exécuter une tâche intentionnelle [14]. Un tel mouvement a nécessité la mise en œuvre d'une stratégie de préhension [1]. A l'aide d'un CyberGlove à 18 capteurs pour main droite, nous recherchons les stratégies adoptées lors de la préhension d'objets prototypiques chez les sujets sains. Ces objets ont été utilisés dans l'intention de décomposer un objet usuel par un ensemble d'enveloppes géométriques simples.

Dans un premier temps, nous présentons le protocole expérimental ainsi que les moyens de mesure. Puis, à partir des données physiologiques recueillies nous développerons la démarche suivie pour identifier les comportements de préhension généralement adoptés par les sujets sains.

SUJETS
8 sujets sans atteintes neurologiques (4 femmes, 4 hommes) ont participé à l'expérimentation. Tous sont droitiers, âgés de 25 à 40 ans et ont suivi une formation universitaire.

METHODE
Le sujet est assis en face d'une table. La main droite est maintenue en rectitude, les doigts joints, le pouce au niveau du rebord de la table. Des objets géométriques de différentes formes (cubiques, cylindriques, parallélépipédiques, prismatiques, sphériques), tailles (grande, moyenne), sont présentés en face du sujet dans diverses orientations pour certains d'entre eux (Position Verticale, Horizontale, Longitudinale). La consigne donnée au sujet est de saisir l'objet dans l'intention de le déplacer sur sa droite.

MATERIEL
Le matériel consiste en un gant pour main droite (CyberGlove™; Virtual Technologies, Palo Alto, CA) dans

lequel sont insérés 18 capteurs qui mesurent les variations angulaires relatives aux déplacements de certaines articulations de la main et du poignet (Figure1).



Figure 1: Le CyberGlove

Nous avons analysé les données recueillies par 10 capteurs. Ces derniers enregistrent les mouvements de flexion-extension des articulations suivantes: inter-phalangienne du pouce (ip.P); inter-phalangiennes proximales de l'index, du majeur, de l'annulaire et de l'auriculaire (ipp.I, M, An et Au) puis métacarpo-phalangiennes des cinq doigts (mcp.P, I, M, An et Au). Les données sont échantillonnées à une fréquence de 75Hz. Un protocole de calibration du gant est appliqué à chaque sujet afin d'obtenir des données reflétant les valeurs anatomiques.

ANALYSE DES DONNEES

Suite à l'analyse du profil temporel du mouvement durant la tâche de préhension, le mouvement a été découpé en trois phases: phase d'approche (P_a), de prise (P_p) et phase finale (P_f). La phase de prise comporte trois périodes: 1-la pince manuelle se referme sur l'objet, 2-la pince manuelle est en contact avec l'objet, 3-la pince manuelle s'écarte de l'objet. La pince manuelle est représentée par deux composantes: le pouce, et l'ensemble des quatre autres doigts. Au cours des différentes phases, la pince manuelle évolue en concomitance avec les mouvements de chacune des articulations de la main: les articulations les plus proximales (mcp.P, I, M, An, Au), les articulations médianes (ipp.I, M, An, Au), et les articulations les plus distales (ip.P, puisque les inter-phalangiennes distales de l'I, M, An, Au ne sont pas enregistrées par notre outil). Les variations angulaires recueillies au niveau de chacune de ces articulations (Figure 2) permettent de caractériser le comportement articulaire adopté tout au long de la tâche.

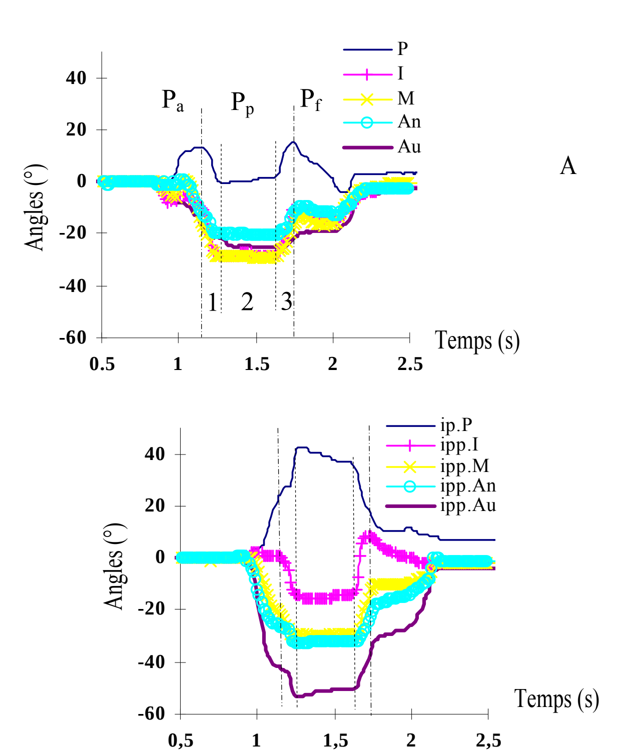


Figure 2: Variations angulaires des articulations métacarpo-phalangiennes (A) et inter-phalangiennes (B) d'un sujet sain au cours du déplacement du petit Prisme triangulaire en Position Verticale.

RESULTATS

La préhension, au cours du déplacement d'un objet géométrique, chez les sujets sains, s'organise en deux comportements: un comportement de rapprochement de la pince manuelle et un comportement d'écartement de la pince manuelle. Ces comportements se mettent en œuvre par différentes stratégies qui s'effectuent avec ou sans mouvements préparatoires (Figure 3).

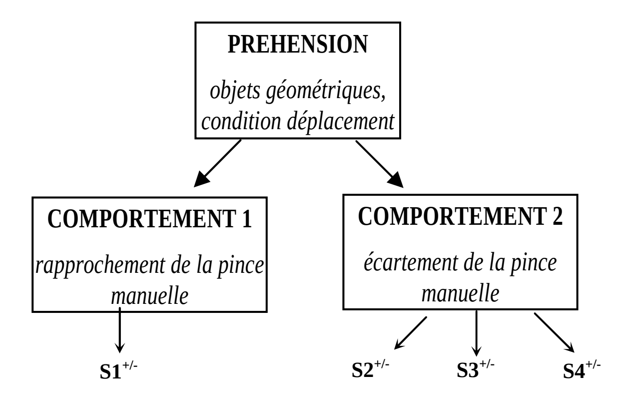


Figure 3: description comportementale de le fonction préhension. $S^{+/-}$: Stratégie **avec**/**sans** mouvements préparatoires.

Durant la phase d'approche, les doigts s'écartent les uns des autres afin de préparer la pince manuelle à exécuter une tâche ultérieure, c'est l'ouverture de la main décrite par Jeannerod [8]. Cette ouverture est caractérisée par une extension des articulations les plus proximales et une flexion des articulations médianes. Ces dernières, durant le mouvement d'ouverture de la main, préparent le rapprochement de la pince manuelle avec l'objet à saisir. Aucun mouvement n'est observé au niveau des articulations les plus distales. Les comportements se dichotomisent dès la première période de la phase de prise. Le comportement de rapprochement de la pince manuelle, qui se traduit par une seule stratégie (S1), illustrée par la Figure 2, est marquée par une flexion des articulations les plus proximales, des articulations médianes qui poursuivent leur mouvement de flexion et une extension de l'ip.P. Le comportement d'écartement de la pince manuelle est caractérisée, selon la stratégie adoptée :

- par une flexion de la mcp.P et un statisme des mcp.I, M, An, Au. Les articulations médianes poursuivant leur flexion et l'ip.P s'étendant. (S2).
- ou bien par une flexion des mcp.I, M, An, Au et un statisme de la mcp.P. Les articulations médianes poursuivant leur flexion et l'ip.P fléchissant. (S3).
- ou encore par un statisme des articulations les plus proximales, des articulations médianes qui poursuivent leur mouvement de flexion et une flexion de l'ip.P. (S4).

Sans égard au comportement adopté:

- le déplacement de l'objet, au cours de la seconde période de la phase de prise, est marqué par un statisme articulaire;
- et la troisième période de la phase de prise, par un mouvement antagoniste à celui précédent l'apparition du statisme. Durant la phase terminale, lors du retour à la position initiale, il apparaît une stabilisation des articulations.

Les profils temporels génériques de chacune de ces quatre stratégies sont représentés sur la Figure 4. Ils permettent d'identifier rapidement, au vue du profil temporel d'une tâche de préhension d'objets prototypiques dans l'intention de le déplacer, la stratégie qui lui est inhérente. Ce dernier point est essentiel notamment lorsque l'on souhaite reproduire la fonction préhension lors du développement de commande de système préhensile d'aide au handicap. En effet, il sera alors possible à partir de l'enveloppe simplifiée d'un objet quelconque, d'y associer la stratégie adaptée pour effectuer l'opération de saisie.

Par ailleurs, ces stratégies peuvent s'effectuer avec ou sans mouvements préparatoires. Ces mouvements apparaissent au début de la phase d'approche et sont propres à un sujet. Ils se caractérisent par un mouvement de flexion au niveau des mcp.I, M, An, Au et un mouvement de flexion-extension au niveau des ipp.I, M, An, Au. Ce aspects complexes ne font pas l'objet de développement important dans l'immédiat.

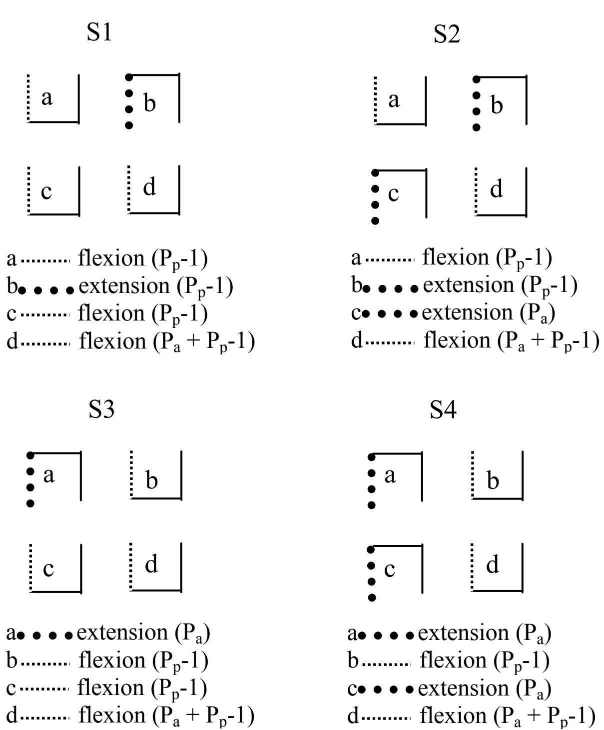


Figure 4: Profils temporels génériques des stratégies articulaires S1, S2, S3 puis S4. a; b; c; d représentent, respectivement, les mouvements des articulations mcp.P; ip.P; mcp.I, M, An, Au; ipp. I, M, An, Au. P_a et P_p , Phase d'approche puis Phase de prise. P_p-1, première période de la Phase de prise. Enfin, + signifie que le mouvement est exécuté sur plusieurs phases $^{et}/_{ou}$ périodes de phases.

CONCLUSION ET PERSPECTIVES

L'analyse de la préhension d'objets prototypiques chez les sujets sains nous a conduit à identifier deux types de comportements manuels. Le premier, dit de rapprochement de la pince manuelle, s'exécute au travers une seule stratégie où l'ensemble des articulations proximales de la main fléchissent. Le second, au travers trois stratégies selon les articulations proximales de la main qui restent étendues (au niveau du Pouce, ou bien au niveau des quatre autres doigts ou bien encore au niveau de l'ensemble de la main). Les périodes temporelles, qui découpent chacune de ces stratégies articulaires de préhension, serviront par la suite dans l'algorithmie de systèmes de préhension robotisés à l'usage des personnes handicapées.

Par ailleurs, les informations relatives à la simplification des objets usuels à l'aide d'objets prototypiques permet

d'envisager aisément, leur identification par un système de vision dans l'environnement qui déclenchera la stratégie adaptée à l'objet.

De plus à moyen terme, il est possible d'envisager que les informations recueillies par le CyberGlove pourraient venir compléter, dans le cadre d'un diagnostic, celles déjà fournies actuellement par l'IRMf (Imagerie par Résonance Magnétique fonctionnelle) et le TEP (Tomographie par Emission de Positon). le CyberGlove pourrait donc à l'avenir devenir un outil de diagnostic afin de quantifier l'état d'une déficience neurologique et évaluer la récupération du déficit suite à une rééducation.

BIBLIOGRAPHIE

1. Baron, S., Gorce, P.,Didi, N., Pradat-Diehl, P., Rezzoug, N. and Sirigu, A. Behavioural analysis of hand movements during a prehension task. In *Proceedings of Archives of Physiology and Biochemistry* (September 15-September 17, Beaune, France), XXIV Congrès SB, 1999, pp.20.
2. &Buckner, H. and Michael JN. Options for finger protheses. *J Prothest orthot 6(1)*, 1994, pp. 10-19.
3. Busnel, M., Pedelucq, J.P., Brelivet, L., André, J.M., De Barmon, H., Ganis, V., Colbeau-Justin, P. and Le Guigo J. Résultats de l'évaluation en centres spécialisés du système robotisé MASTER I. *Actes des 6ème Entretiens de L'institut de Garches*, 1993, pp. 57-66.
4. Chapel, P.H. and Kyberd P.J. Prehensile control of a hand prothesis by a microcontroller. *J Biomed End 13*, 1991, pp. 363-369.
5. Gorce, P. and Rezzoug, N. Manipulation assisting system in unstructured envirnment for disabled persons. In *Proceedings of IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics 4* (San Diego, USA), 1998, pp. 3454-3459.
6. Hammel, J.M. The role of assessment and evaluation in rehabilitation robotics R&D: moving from concept to clinic to context. In *Proceedings of IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering 3*, 1995, pp. 56-61.
7. Iberall, T., Bingham, G., and Arbib, Michael A. Opposition space as a structuring concept for the analysis of skilled hand movements. *Exp Brain Res [Suppl] 15*, 1986, pp. 158-173.
8. Jeannerod, M. Intersegmental coordination during reaching at natural visual objects. In *The grasping hand*, North-Holland, Amsterdam, 1994, pp. 49-51.
9. Jeannerod, M. The timing of natural prehension movements. *J Mot Behav 16(3)*, 1984, pp. 235-254.
10. Kazi, Z., Beitler, M., Salganicoff, M., Chen, S., Cheste,r D. and Foulds R. Multimodally controlled intelligent assistive robot. In *Proceedings of the RESNA 96 Annual Conference*, 1996, pp. 348-350.
11. Kwee, H.H. Spartacus and Manus: Telethesis developments in France and The Netherlands. Interactive robotic aids - One option for independent living. *World Rehabilitation Fund 13*, 1986, pp. 7-17.
12. Kwee, H.H., Duimel, J.J., Smits, J.J., Tuinhof de Moed, A.A. and Van Woerden, J.A. The Manus wheelchair-borne manipulator: System review and first results. In *Proceedings of the 2nd Workshop on Medical and Healthcare Robotics 5*, 1989, pp. 385-395.
13. McEachern, W.A. and Dallaway, J.L. Sensor-based shared control of a rehabilitation manipulation system. In *Proceedings of the RESNA 96 Annual Conference*, 1996, pp. 342-344.
14. Martenuik, Ronald G., MacKenzie, Christine L., Jeannerod, M., Athenes, S. and Dugas, C. Contrainsts on human arm movement trajectories. *Can J Psychol 41*, 1987, pp. 365-378
15. Paulignan, Y., Frak, V.G., Toni, I. and Jeannerod, M. Influence of object position and size on human prehension movements. *Exp Brain Res.114*, 1997, pp.226-234.
16. Stanger, C.A., Anglin, C., Harwin, W.S. and Romilly, D.P. Devices for assisting manipulation: a summary of user task priorities. *Transactions of Rehabilitation engineering 4(2)*, 1994, pp. 256-65.
17. Woodworth, R.S. The accuracy of voluntary movement. *Psychol Rev Monograph Supp 3*, 1899, pp. 114.

Session I - III

Communication

VITIPI : Un système d'aide à l'écriture basé sur un principe d'auto-apprentissage et adapté à tous les handicaps moteurs.

Philippe BOISSIERE Daniel DOURS

IRIT – UPS
118 Route de Narbonne
31 062 TOULOUSE Cedex (France)

boissier@irit.fr dours@irit.fr

RESUME :

Cet article tente d'apporter une solution au problème de la lenteur de saisie de texte par une personne handicapée des membres supérieurs. Les difficultés d'utilisation des systèmes existants et leurs insuffisances d'adaptation nous ont conduits à développer le système VITIPI. Après un rapide survol des problèmes rencontrés, nous expliquerons le principe de la modélisation du système VITIPI, puis nous aborderons les problèmes de mise en œuvre. Nous indiquerons enfin ses performances et nous montrerons qu'il peut être utilisé par toute personne, quel que soit le type de son handicap et le matériel qu'elle utilise.

MOTS CLES : Communication enrichie, assistance à l'écriture, apprentissage par transducteur

INTRODUCTION

Pour toute personne vivant dans notre société, l'écriture occupe une grande place. Au travail, au quotidien ou dans les loisirs, nul ne peut plus (ou très difficilement) s'en passer. Lorsque la personne est handicapée, l'écriture peut parfois servir à compenser (voire à remplacer) la communication verbale [1], à condition que la personne puisse écrire. Utiliser un papier et un crayon est certainement le moyen le plus simple, mais lorsque la personne est tétraplégique, l'écriture, passe aujourd'hui par des moyens informatiques. Parmi ces techniques, on peut maintenant utiliser la reconnaissance vocale lorsque la personne n'a pas de trouble de l'élocution. Si tel n'est pas le cas, il faut passer par la saisie du texte lettre après lettres. Or cette saisie peut encore poser deux types de problèmes : d'une part, l'outil de saisie n'est pas totalement adapté au handicap de la personne, d'autre part, même lorsqu'il est bien adapté, il subsiste encore une certaine lenteur à l'écriture à laquelle il faudra remédier.

Après une présentation rapide des problèmes rencontrés avec les systèmes existants, nous décrirons les principes du système VITIPI. Nous expliquerons comment nous l'avons modélisé en utilisant à la fois un modèle de n-grammes et de transducteur. Nous aborderons ensuite les problèmes de mise en œuvre de ce système. Enfin, nous indiquerons ses performances et nous montrerons que ce système peut être utilisé par toute personne, quel que soit le type de son handicap, et le matériel qu'elle utilise.

PROBLEMATIQUE

Notre propos n'est pas de faire ici une présentation exhaustive des systèmes d'aide à la communication ou à l'écriture qui ont été réalisés depuis près de 15 ans. Nous nous contenterons de mentionner les réalisations qui nous paraissent les plus connues parmi lesquelles nous mettrons en exergue les difficultés d'utilisation que nous avons essayées d'éviter pour notre système.

Les systèmes existants

Il nous paraît important de ne pas obliger l'utilisateur à apprendre un système de codage ou d'abréviations. Même s'il existe un programme pour traduire la sténotypie en français [2], encore faut-il pouvoir apprendre ce codage et utiliser le clavier spécialisé qui va avec. Un autre écueil à éviter est de proposer à l'utilisateur une liste de mots [3], [4], même s'ils ont été préalablement sélectionnés par des méthodes très performantes [5], [6], [7], [8], ils perturbent quand même la pensée de l'utilisateur dont l'attention peut s'égarer. De plus, il est assez difficile pour ces types de systèmes de pouvoir prédire des mots nouveaux ou altérés. Il est également important de souligner que la plupart de ces systèmes sont tributaires d'un traitement de textes, et s'adaptent très rarement à d'autres logiciels : tableurs, base de données, …, ou autres outils multimédia (CD-ROM, Internet …)

Le système VITIPI

Le système VITIPI tente d'apporter des solutions aux problèmes évoqués. Il produit un texte sans avoir à taper toutes les lettres qui le composent. Il prédit des parties de mots et les affiche dès qu'il n'y a plus d'ambiguïté. Ce procédé évite de présenter à l'utilisateur des mots qui n'ont rien à voir avec ceux qu'il désire. De plus le système est doté de procédures d'inférences qui permettent de corriger *en ligne* des fautes de frappes ou d'orthographe, et de prédire des mots nouveaux qui n'appartiennent pas au vocabulaire de base. Lorsqu'un mot nouveau apparaît, il est automatiquement intégré dans le vocabulaire de base et bénéficie des fonctionnalités offertes par les procédures d'inférences.

VITIPI n'est pas tributaire d'un traitement de textes et peut fonctionner sous n'importe quelle application Window.

Lorsque l'on ne tient pas compte des mots qui précèdent, VITIPI peut prédire *26 % de lettres* sur un vocabulaire de 5.930 mots. Il corrige également *72 %* de fautes *de frappes* et *75 %* de fautes *d'orthographe***.**

Cependant, ces résultats de prédiction, aussi intéressants soient ils, peuvent encore être améliorés. En effet, il existe un lien entre la taille du vocabulaire et le rendement du système (*nombre de lettres prédites par rapport au nombre total de lettres*). Plus le vocabulaire est grand, plus le système va rencontrer d'ambiguïtés. Il devra donc attendre les lettres de l'utilisateur pour lever ces ambiguïtés, ce qui fera baisser le rendement. Inversement, si le vocabulaire est petit, le rendement sera important. L'augmentation du rendement passe donc par une réduction de la taille du vocabulaire, mais cela ne doit pas pour autant pénaliser l'utilisateur. Il est intéressant de constater qu'après une succession de mots, seul un ensemble de mots relativement restreints peuvent apparaître. Nous avons donc conçu un système qui utilise cette propriété pour créer l'ensemble des mots susceptibles d'être écrits à un instant donné. Dans le modèle que nous avons adopté, cette création se fait de façon automatique.

MODELISATIION DU SYSTEME

La construction de ce système repose sur deux processus qui coopèrent. Le premier processus sélectionne la liste des mots qui sont susceptibles d'être écrits à un instant donné afin de réduire le vocabulaire ; pour le réaliser, nous avons employé le modèle des n-grammes. Le second processus permet la prédiction de lettres dans les mots ainsi sélectionnés. Pour ce faire, nous avons utilisé la modélisation par transducteur.

Sélection du vocabulaire (Modèle n-gramme):

La sélection des mots du vocabulaire susceptibles d'être écrits peut se faire par deux approches différentes. La première approche présuppose l'existence de règles de syntaxe et de sémantique, clairement définies de façon exhaustive et non ambiguë. Ces règles, grâces à des outils développés en Intelligence Artificielle, comme les systèmes experts ou autres systèmes de production, permettent de générer en partie le langage. C'est semble-t-il l'option choisie par les projets Kombe [9], [10] et Illico [11]. La seconde approche part au contraire du principe que les règles de syntaxe et de sémantique sont implicitement contenues dans les phrases. Il suffirait donc d'introduire dans le système une grande quantité de phrases (*correctes du point de vue syntaxique et sémantique*) et que celui-ci synthétise de lui-même les règles syntactico-sémantiques qui ne lui ont pas été fournies de façon explicite.

La première approche est selon nous très lourde à mettre en oeuvre et peu évolutive. Difficile à mettre en oeuvre car il faut pouvoir disposer de la totalité des règles syntactico-sémantiques destinées à modéliser la partie du langage qui nous intéresse. Peu évolutive car quand l'utilisateur veut changer de langue, que son langage évolue, ou tout simplement quand un mot nouveau apparaît, le système de règles est à revoir, il faut donc pouvoir le mettre à jour et assurer sa cohérence. Ceci se fait rarement de façon automatique. La plupart du temps, cela requiert quelques compétences en intelligence artificielle que l'utilisateur n'a pas.

Nous avons donc choisi d'orienter notre recherche en nous servant de la seconde approche qui, bien qu'elle pose des problèmes sur le choix et la représentativité du corpus, parait intéressante.

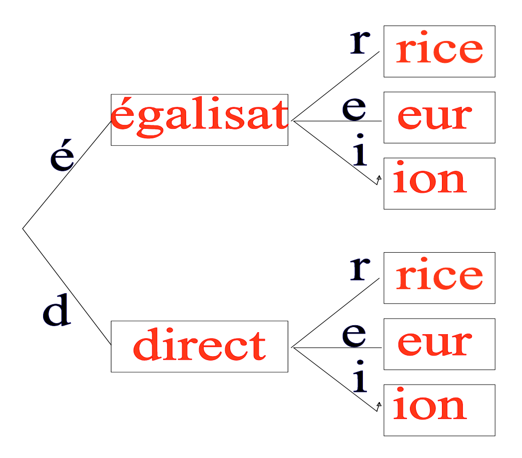
Pour modéliser cette approche, nous avons utilisé le modèle des *N-grammes*. Ce type de modèle a été utilisé pour la première fois en reconnaissance de la parole [12]. Grâce à ce modèle, lorsque l'on a écrit un mot, on peut retrouver dans le corpus l'ensemble des mots qui le suivent. Si l'on tient compte des deux mots déjà écrits, l'ensemble des mots qui peuvent suivre se réduit. En prenant en considération les n-1 derniers mots, le nombre de mots qui peuvent suivre se réduit encore pour ne plus être réduit qu'à un seul, voire aucun. Cet ensemble de mots qui suivent une chaîne de *n-1mots* peuvent être sélectionnés pour constituer l'ensemble des mots susceptibles d'être écrits à un instant donné. Voyons à présent le modèle qui nous permet d'aider à la prédiction des lettres dans les mots ainsi sélectionnés.

Prédiction des lettres sélectionnées (*Modélisation par transducteur*)

Afin que VITIPI puise afficher automatiquement les lettres prédites en fonction de celles entrées par l'utilisateur, nous avons modélisé la base lexicale par un transducteur. Sans entrer dans les détails de sa création et de sa minimisation qui ont déjà fait l'objet de plusieurs publications ([13], [14], [15], [16]), rappelons qu'un transducteur est composé de transitions, chacune comprenant : un état de départ et un d'arrivée, une entrée et une sortie. L'entrée de la transition correspond à la lettre frappée par l'utilisateur, et la sortie à celles que le système doit afficher. A titre d'exemple, les mots :

D**irect**e**ur**	D**irect**i**on**	D**irect**r**ice**
E**galisat**e**ur**	E**galisat**i**on**	E**galisat**r**ice**

engendrent le transducteur suivant (les lettres en gras sont automatiquement affichées par le système) :



Coopération des deux modèles :
Nous pouvons remarquer que l'on peut faire cohabiter dans le système une multitude de *transducteurs (ou sous-transducteurs*) contenant des vocabulaires différents. Dans un *sous-transducteur* on peut trouver :

- tous les mots qui suivent un mot donné
- tous les mots qui suivent un couple de mots
- …
- tous les mots qui suivent une suite de n-1 mots

Pour pouvoir accéder à un sous transducteur donné, il suffit de considérer les mots du texte comme étant les lettres d'un alphabet. A chaque mot du vocabulaire issu du corpus est associé un numéro d'ordre unique. Ces numéros d'ordre sont considérés comme des entrées du transducteur. Ainsi la connaissance des mots écrits précédemment nous conduira au bon *sous-transducteur*.

Nous avons exposé les modèles utilisés pour construire VITIPI. Voyons à présent les problèmes soulevés par la mise en œuvre du système lorsque l'on génère des transducteurs à partir de corpus relativement importants, ou lorsque l'utilisateur écrit des mots ou des phrases qui ne figurent pas dans le corpus d'apprentissage.

MISE EN ŒUVRE DU SYSTEME

On pourrait craindre que la création de systèmes générés à partir de grands corpus occupent une place mémoire relativement importante, d'autant que nous prenons en compte des suites de mots dont la longueur peut aller jusqu'à 10 (*segments de 10 Mots*). Il n'en est rien car d'une part, la création arborescente du transducteur factorise par nature le début des mots ou des phrases qui ont des préfixes identiques, d'autre part, nous effectuons une minimisation qui regroupent la fin des mots ou des phrases qui ont le même suffixe. L'objectif de cette minimisation est bien sûr de réduire la place occupée par le transducteur mais surtout de faire apparaître des structures qui sont identiques pour des fins de mots ou de phrases.

Lorsque l'utilisateur se sert du système, la phrase écrite peut appartenir ou non, au corpus d'apprentissage. Si elle y appartient, le système parcourt *normalement* le transducteur avec les mots fournis par l'utilisateur. Si la phrase n'appartient pas au corpus, alors le système en parcourant le transducteur va rencontrer une transition indéterminée, il devra alors *inférer* une transition.

Il se peut qu'en saisissant la phrase, l'utilisateur écrive un mot qui est inconnu du système. Le mot peut être effectivement un mot nouveau que le système n'a jamais rencontré. Il déclenchera une inférence qui, par *analogie* avec les autres mots existant dans la base, permettra de déterminer la transition et de prédire la fin de ce mot nouveau. Il se peut que le mot soit connu du vocabulaire mais qu'il ait été altéré parce que l'utilisateur a fait une faute de frappe ou d'orthographe. Dans ce cas là, le système va envisager 4 procédures d'inférences qui vont déterminer la transition, corriger la faute et permettre l'écriture de la fin du mot. Le détail de ces procédures d'inférences, et la façon dont le système en choisit une parmi celles dont il dispose, peut être trouvé dans [13], [14], [15], [16].

Lorsque l'utilisateur écrit son texte, il lui arrive forcément d'écrire des phrases qui n'appartiennent pas au corpus d'apprentissage. Dans ce cas là, deux cas peuvent se produire :

- soit il s'agit d'un mot inconnu du système et l'on est ramené aux cas évoqués précédemment. Si le mot est réellement nouveau, alors ce sera obligatoirement une phrase nouvelle qui une fois terminée, sera intégrée au corpus.
- soit le mot est connu du système, ainsi que le sont tous les mots écrits précédemment, mais l'ordre dans lequel ils apparaissent n'a jamais été rencontré dans le corpus d'apprentissage. Nous avons pour cela développé deux nouvelles procédures d'inférences que nous allons exposer ci dessous.

Imaginons par exemple, que le corpus d'apprentissage contienne les phrases suivantes :

Mardi, le ciel était très sombre.	Hier, le ciel était couvert.
Hier, le ciel était très clair.	Ce matin, le ciel est dégagé.
Nous sommes très heureux de vous voir.	Nous sommes très contents d'être ici.
Ils étaient bien heureux qu'il soit venu.	Ils étaient bien contents de l'apprendre.
Aujourd'hui vous êtes heureux il fait beau.	Aujourd'hui vous êtes contents de lui.
Sont-ils contents des vacances ?	

Si l'utilisateur veut écrire la phrase : « *Ce matin, le ciel était très clair.* » . Lorsqu'il commence à taper : « *Ce matin, le ciel é* », le système se bloque sur la lettre « é » car il ne connaît pas de phrase commençant ainsi, même

s'il connaît tous les mots de la phrase. Il se trouve face à une transition indéterminée.

La première procédure, que nous appellerons inférence par *réduction*, essaye de retrouver dans le début de phrase que l'utilisateur écrit, un segment de phrase qui soit connu du corpus. Pour cela, il va retirer le premier mot de la phrase et passer le segment de phrase ainsi obtenu dans le transducteur. Dans notre exemple, le segment de phrase obtenu est : « *matin, le ciel é* ».

Si le système ne rencontre pas de transition indéterminée alors l'objectif est atteint, l'indétermination est levée et le système continue d'aider l'utilisateur sans être bloqué. Si par contre il trouve une transition indéterminée, alors cela signifie que le segment de phrase ne figure pas dans le corpus. Sur notre exemple, le système rencontre une transition indéterminée car le segment de phrase « *matin, le ciel é* » ne peut pas être trouvé dans le corpus.

S'il l'on bute toujours sur une transition indéterminée, alors on enlève encore le premier mot de ce segment de phrase pour obtenir le nouveau segment qui a son tour, sera repassé dans le transducteur. Ce processus de troncature est réitéré jusqu'à ce que l'on ne rencontre plus de transition indéterminée ou qu'il ne reste plus qu'un seul mot dans le segment de phrase. Sur l'exemple, nous obtenons le segment de phrase : « *le ciel é* » qui lui figure bien dans le corpus avec la phrase : « *Hier,* ***le ciel é****tait très clair.* ».

Pour illustrer la seconde inférence que nous appellerons inférence des *entrées similaires*, imaginons que l'utilisateur veuille écrire : « *Ils étaient bien content qu'il soit venu.* ». Lorsqu'il entre le début de phrase « *Ils étaient bien content q* » le système va se trouver bloqué par la lettre « q » car il ne connaît pas de segment de phrase commençant ainsi. Il est face à une transition indéterminée.

La seconde procédure, d'inférence des entrées similaires, va essayer de voir si en remplaçant un mot de ce segment par un autre mot similaire, on ne retomberait pas sur un segment de phrase appartenant au corpus.

Intuitivement, nous pouvons comprendre que les mots « *contents* » et « *heureux* » sont similaires. Pour aboutir à ce résultat, VITIPI va trouver que les mots et les segments de phrases qui sont devant le mot « *contents* » sont presque les mêmes que ceux que l'on trouve devant le mot « *heureux* ». En remplaçant « *contents* » par « *heureux* », le système ne rencontre plus de transition indéterminée et peut continuer la prédiction.

Après avoir expliqué le fonctionnement du système, essayons maintenant d'évaluer ses performances face à des situations connues ou inconnues.

PERFORMANCES DE VITIPI

Notre objectif était non seulement d'évaluer le fonctionnement de VITIPI lorsqu'il est confronté à des situations inconnues, mais aussi de tester ses capacités d'apprentissage. Pour cela, nous avons réalisé un corpus en prenant chaque jour les prévisions météorologiques disponibles sur le site internet de Météo France. Nous avons procédé de la façon suivante :

Le texte des prévisions du premier jour a été introduit dans le système pour créer un premier transducteur que nous avons minimisé. Avec ce premier transducteur, nous avons simulé l'écriture des prévisions du deuxième jour en comptabilisant le nombre de mots nouveaux ainsi que le pourcentage de lettres entrées par l'utilisateur. Nous avons ensuite pris les prévisions des deux premières journées et nous avons constitué un deuxième transducteur avec lequel nous avons simulé l'écriture de la troisième journée. Ce processus a été réitéré jusqu'au dix-neuvième transducteur pour simuler l'écriture de la vingtième journée. Les résultats obtenus sont les suivants.

En prenant le premier transducteur et en faisant passer les prévisions du deuxième jour, on obtient si on fait la prédiction avec des mots isolés un taux de *14* % de lettres affichées par le système. Par contre, en prenant en compte les 10 mots qui précèdent, et avec le même transducteur, le système affiche *16,5* % de lettres. Les résultats obtenus en faisant passer les prévisions du vingtième jour avec le dix-neuvième transducteur montrent qu'en mots isolés, le taux de prédiction est de *23* % et de *41* % si l'on tient compte des mots qui précèdent. L'apport du modèle de n-grammes pour la prédiction de lettres est donc intéressant.

Il est important de souligner que par souci de réalisme, tous ces transducteurs contenaient au départ les 5.930 mots du vocabulaire du Français de base. Sans ce vocabulaire, les taux de prédiction pour les mots isolés auraient été plus élevés. Par ailleurs, toutes les phrases présentées aux transducteurs pendant les différents tests étaient toutes différentes du corpus d'apprentissage. Par contre, lorsque l'on représente aux transducteurs toutes les phrases du corpus d'apprentissage, on obtient un taux de prédiction proche de *77 %.*

Par ailleurs une version de VITIPI, fonctionnant uniquement avec des mots isolés, a été évaluée dans un lycée spécialisé de la région toulousaine [17]. La comparaison par rapport au système HANDIWORD montre que de la 6° à la 5°, les élèves préfèrent HANDIWORD car ils maîtrisent mal l'écriture et préfèrent voir le mot complet s'afficher à l'écran. Après la 4°, VITPI est préféré car ils comprennent mieux les fonctionnalités du système et ont une meilleure connaissance de l'écrit. VITIPI a permis d'améliorer jusqu'à 2 ou 3 fois la vitesse de frappe des élèves.

AIDE A LA SAISIE PAR DESIGNEUR

Même si les désigneurs ordinaires peuvent très bien fonctionner avec notre système, nous en avons réalisé un, qui grâce à VITPI optimise la sélection des lettres. Dans les désigneurs « classiques » aussi appelés *systèmes à défilement,* les lettres sont disposées sous forme matricielle. Pour sélectionner une lettre dans le tableau, l'utilisateur va d'abord sélectionner la colonne, puis la ligne contenant la lettre. Pour sélectionner la colonne, un spot lumineux balaye *séquentiellement* la première ligne jusqu'à ce que l'utilisateur envoie un signal d'arrêt au système via un contacteur ou un dispositif adapté à son handicap. De même la sélection de la lettre dans la colonne choisie se fait *séquentielllement*. Si la lettre choisie se trouve au bout de la ligne et/ou au bout de la colonne, le temps mis pour sélectionner la lettre sera très long.

Pour optimiser le processus, VITIPI détermine les lettres qui sont susceptibles d'être écrites et les met en évidence par une coloration différente de la lettre dans la matrice. La sélection de la colonne ne se fera plus par balayage séquentiel, le désigneur se positionnant sur la colonne possédant au moins une lettre mise en évidence. Si aucune des lettres mises en évidence n'a été sélectionnée par l'utilisateur, le système balayera les autres lettres. La sélection de la lettre a l'intérieur de la colonne sélectionnée se fera de la même façon en balayant *prioritairement* les lettres mises en évidence.

CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES

Nous avons tenu à ce que le système VITIPI ne soit pas tributaire de traitement de textes, afin qu'il puisse s'adapter à n'importe quel autre logiciel (tableur, éditeur de programmes ou de courriers électroniques, …). De plus, nous voulions que VITIPI s'adapte à toutes les formes de handicap et soit utilisable à partir de n'importe quel clavier (*ordinaire, spécialisé, ou désigneur*). Il fallait donc un système qui fasse l'interface entre les différents claviers, les différents logiciels, et qui envoie à ces derniers, les lettres produites par VITIPI.

Nous avons réalisé une interface sous forme de boîtier électronique, qui s'intercale entre le clavier et l'unité centrale, elle est perçue par les logiciels comme un clavier ordinaire. Le boîtier dispose d'un petit écran permettant de visualiser les mots produits par VITIPI, et les messages envoyés à l'utilisateur. Ce système a été commercialisé, mais le prix trop élevé a en partie découragé les acheteurs éventuels. Nous avons donc changé d'optique en réalisant l'interface sous une forme totalement logicielle qui s'intègre dans un environnement Windows sous PC.

BIBLIOGRAPHIE

1. BRANGIER E., PINO P., LE DREZEN A., LAMAZIERE J. Prothèse interactionnelle: Pallier les déficits interactionnels des handicapés lourds avec une interface de contrôle d'environnement. LLIA N° 123 Interfaces MAI 1997 PP 202 – 206.
2. DEROUAULT A.M. MERIALDO B., STEHLE J.L. Une expérience de transcription automatique sténotypie français. T.S.I vol 2 n°5 SEPT 1983
3. HUNNICUTT S. A lexical prediction for a text-to-speech system RAPPORT DU DEPT OF SPEECH COMMUNICATION STOCKHOLM STL-QSPR 2-1/1985
4. LE PEVEDIC B., MAUREL D. Un dictionnaire électronique évolutif par apprentissage RAPPORT DE RECHERCHE I.R.I.N - 75 DECEMBRE 1994
5. BERTENSTAM J., HUNNICUTT S. Adding Morphology to a Word Predictor TIDE : THE EUROPEAN CONTEXT FOR ASSISTIVE TECHNOLOGY P.312-315 PARIS AVRIL 1995
6. MAGNUSON T. Word Prediction as Linguistic Support for Individuals with Reading an Writing Difficulties TIDE : THE EUROPEAN CONTEXT FOR ASSISTIVE TECHNOLOGY P. 316 - 319 PARIS AVRIL 1995
7. LE PEVEDIC B. Présiction Morphosyntaxique évolutive dans un système d'aide à la saisie de textes pour des personnes handicapées physiques Thèse de DOCTORAT I.R.I.N OCTOBRE 1997 (N° ED-82-269)
8. CARLBERGER J. Design and Implementation of a Probabilistic Word Prediction Program Master's Thesis Dept. of Speech,Music and Hearing, KTH, SE-100 44 Stockholm, Sweden. 1997
9. GUENTHNER F., KRÜGER-THIELMANN, PASERO R. ; SABATIER P., Communication aids for handicapped persons 2ND EUROPEAN CONFERENCE ON THE ADVANCEMENT OF REHABILITATION TECHNOLOGY, ECART'93 STOCKHOLM MAI 1993
10. GODBERT E., PASERO R. , SABATIER P., La connectivité en langage naturel : Modelisatio de con-traintes sur le nombre 13-EME CONF INTER : INTELLIGENCE ARTIFICIELLE SYSTEMES EXPERTS, LANGAGE NATUREL AVIGNON MAI 1993
11. PASERO R., SABATIER P., a Linguistic games for language Learning and tests, an ILLICO application Computer-Assisted Language Learning (CALL) 1998
12. JELINEK F., Self-organized language modeling for speech recognition Read-ings in Speech Recognition, Waibel and Lee (Editors). Morgan Kaufmann. 1989

13.BOISSIERE Ph. DOURS D., Writing-assistance system for disabled persons in a man-machine communication 5th EUROPEAN SIGNAL PROCESSING CONFERENCE P. 1651 - 1654 BARCELONE SEPTEMBER 1990

14.BOISSIERE Ph., VITIPI Un système auto-organisationnel pour faciliter le dialogue écrit homme-machine THESE D'UNIVERSITE, I.R.I.T UPS, TOULOUSE NOVEMBRE 1990

15.BOISSIERE Ph., DOURS D., De l'aide à l'écriture pour les personnes handicapées à un système d'aide à la communication et au contrôle de l'environnement. INFORMATIQUE 92 (EC2) P. 645-656 MONTPELIER MARS 1992

16.BOISSIERE Ph. DOURS D., VITIPI : Versatile Interpretation of Text Input by Persons with Impairments 5th rnational Conference on Computers for Handicapped Persons, pp.165-172, Linz July 1996,

17.DUBUS N. Evaluation de l'interface intelligente d'aide à la saisie informatique, VIITIPI au lycée "Le Parc Saint-Agne" Journal d'Ergothérapie PP 95 - 100 MASSON, Mars 1996

HandiAS : Aider la communication en facilitant la saisie rapide de textes

Denis MAUREL, Benoît FOURCHE, Sébastien BRIFFAULT

LI (Laboratoire d'Informatique de l'Université de Tours)
E3i, 64 avenue Jean-Portalis
37200 Tours
France
maurel@univ-tours.fr

RESUME
Le logiciel *HandiAS*, couplé à la souris *Handimousse*, permet de faciliter la communication des personnes handicapées en facilitant leur accès à la saisie de texte sur ordinateur. Entre autres applications, il sera intégré au projet plus vaste de *Chambre nomade pour handicapés lourds*, développé au laboratoire d'informatique de Tours (le LI).

HandiAS repose sur une idée très simple : proposer le plus rapidement possible, grâce au contexte gauche, le mot que l'utilisateur désire écrire ; pour cela, le logiciel s'adapte à ses habitudes langagières, tant lexicales que syntaxiques. Le vocabulaire est stocké dans un dictionnaire électronique et la syntaxe est décrite à l'aide d'un automate à nombre fini d'états.

MOTS CLES : Aide, Saisie de texte, Dictionnaires électroniques, Fréquences, Syntaxe, Automates à nombre fini d'états

INTRODUCTION
Le logiciel *HandiAS*, couplé à la souris *Handimousse*, permet de faciliter la communication des personnes handicapées en facilitant leur accès à la saisie de texte sur ordinateur. Pour cela, l'interface d'*HandiAS* se compose de trois fenêtres (Figure 1) :

1. Le clavier virtuel, où se fait le choix des caractères
2. La liste des propositions, où se fait le choix des mots
3. Le texte, où viennent s'inscrire caractères et mots choisis

Pour écrire, l'utilisateur choisit, soit une lettre du clavier virtuel, soit un mot de la liste des propositions. Pour cela, il utilise la souris *Handimousse*, développée par l'entreprise *C-technologies*[1]. Celle-ci fonctionne à l'aide d'un pointeur laser dirigé par des lunettes.

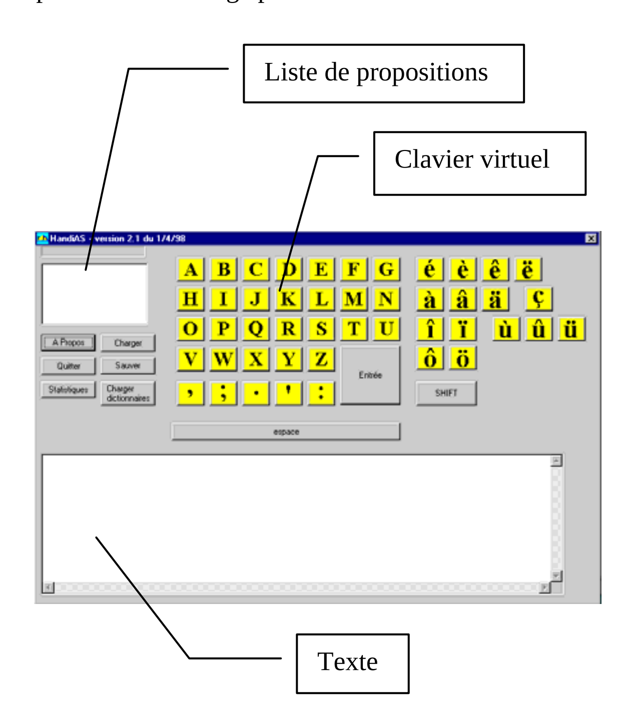


Figure 1*:* L'interface de *HandiAS*

Entre autres applications, *HandiAS* sera intégré au projet plus vaste de *Chambre nomade pour handicapés lourds*, développé au laboratoire d'informatique de Tours (le LI).

HandiAS repose sur une idée très simple [4] : proposer le plus rapidement possible, grâce au contexte gauche, le mot que l'utilisateur désire écrire ; pour cela, le logiciel s'adapte à ses habitudes langagières, tant lexicales que syntaxiques. Le vocabulaire est stocké dans un dictionnaire électronique et la syntaxe est décrite à l'aide d'un automate à nombre fini d'états.

---
[1] 2 place de la Monnaie, 44000 Nantes ; www.ctechnologies.fr.

Pour illustrer l'ensemble du processus de manière simple et accessible, nous allons partir d'un exemple : quelqu'un souhaite écrire *Je veux regarder la télévision*.

LE DICTIONNAIRE

Le dictionnaire de *HandiAS* comprend, au départ, environ 18 000 mots fléchis (c'est-à-dire des mots tels qu'on veut les écrire : singulier ou pluriel, masculin ou féminin, présent, passé, futur, etc.). Ces mots ont été sélectionnés comme les plus fréquents en français par [3] et [2]. Ils sont accompagnés d'une occurrence d'apparition qui va évoluer au fur et à mesure de l'utilisation du logiciel par la même personne.

Prenons, dans notre phrase d'exemple, le verbe *vouloir*, présenté à la Figure 2. La troisième personne du singulier, au présent, a été déjà été rencontrée 120 fois et la première seulement 112 fois. Quant à la première personne du pluriel, au conditionnel présent, elle n'est apparut qu'une fois. Certaines autres formes, plus rares, ne figurent même pas dans le dictionnaire. La somme de toutes les occurrences des flexions du verbe *vouloir*, est calculée au moment du chargement du dictionnaire. Elle vaut, ici, 830.

veut	Présent, 3s	120
veux	Présent, 1s	112
voulez	Présent, 2p	99
voulu	Participe passé, ms	92
...		
voudrions	Conditionnel présent, 1p	1
Total		830

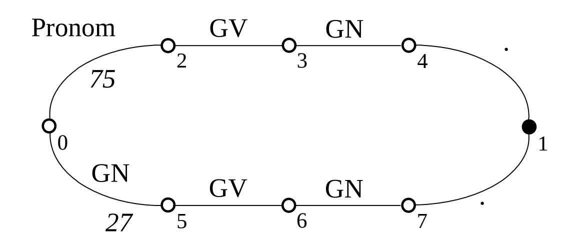
Figure 2 : Le verbe *vouloir* dans le dictionnaire

LA SYNTAXE

La grammaire, ou *syntaxe*, est mémorisée sur trois graphes, qui sont des *automates à nombre fini d'états* [6] ; ces graphes se lisent de gauche à droite, depuis l'état initial (le plus à gauche) jusqu'à un état final (en noir sur les figures). Les graphes qui suivent illustrent le principe du fonctionnement syntaxique de HandiAS. Ils ont été simplifiés pour l'exemple. Le premier (Figure 3) décrit la phrase, le deuxième (Figure 5), le verbe et son entourage, le *groupe verbal*, et le troisième (Figure 8), le nom et son entourage, le *groupe nominal*.

La Figure 3 signifie que nous avons déjà rencontré 75 fois un pronom, suivi d'un groupe verbal et d'un groupe nominal pour 27 fois un groupe nominal, suivi, de même, d'un groupe verbal et d'un groupe nominal. Les probabilités d'obtenir un pronom ou un groupe nominal, à l'état 0 de cet automate, seront donc, respectivement :

P(Pronom)=75/102≈0,735



P(GN)=27/102≈0,265

Figure 3 : La phrase

Nous proposerons donc, avant même que l'utilisateur commence à écrire, cinq pronoms (Figure 4). Sur cette liste, les mots (1ère colonne, la seule qui apparaît à l'écran) sont classés, d'abord, par rapport au total des occurrences du lemme (3ème colonne) et, ensuite, par rapport à leur propre nombre d'occurrences (4ème colonne). Ce double classement permet de proposer des formes peu fréquentes d'un lemme fréquent. Cette idée est due à [3]. Ainsi, si l'utilisateur a l'habitude de commencer ses phrases par *je*, on lui proposera aussi *j'*, bien que ce pronom soit moins fréquent que le pronom *tu* (sixième de la liste, donc non proposé).

il	3-ms	6908	6908
je	1-s	6042	4567
j'	1-s	6042	1475
vous	2-p	3516	3516
nous	1-p	2732	2732

Figure 4 : La première série de propositions

L'utilisateur va donc trouver le mot qu'il souhaite écrire parmi la liste des cinq mots proposés (il, je, j', vous et nous). Un seul clic, au lieu de trois (*j*/*e*/*espace*), et il se prépare à écrire le mot suivant. Nous sommes à l'état 2 de l'automate de la phrase (Figure 3) et le chemin suivant (entre les états 2 et 3) est étiqueté *GV*. Cela signifie que nous quittons provisoirement l'automate de la phrase pour passer sur l'automate du groupe verbal (Figure 5).

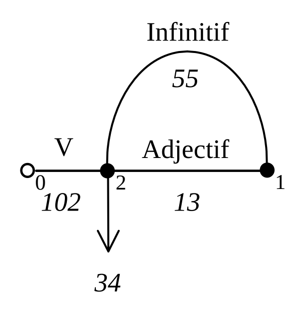


Figure 5 : Le groupe verbal

Un seul chemin au départ : nous proposerons donc un verbe à la première personne du singulier (nous expliquerons au paragraphe suivant comment sont gérés les accords). Le verbe *être* est le plus fréquent, avec une occurence de lemme égale à 71 386 824 ; il est suivi par le verbe lire, avec une occurence de lemme égale à 13 774. Nous obtenons donc une nouvelle série de propositions (Figure 6).

suis	Présent, 1s	552
serai	Futur, 1s	35
serais	Conditionnel présent, 1s	26
fus	Passé simple, 1s	15
lis	Présent, 1s	4

Figure 6 : La deuxième série de propositions

Comme le mot que l'utilisateur cherche à écrire ne s'y trouve pas, il va cliquer sur la lettre *v* du clavier virtuel. Commençant par la lettre *v*, on trouve dans le dictionnaire les lemmmes *voir* (1 082 occurrences) et vouloir (836 occurrences), d'où la liste de la Figure 7.

vois	Présent, 1s	68
voyais	Imparfait, 1s	17
vis	Passé simple, 1s	13
verrai	Futur, 1s	4
veux	Présent, 1s	112

Figure 7 : La troisième série de propositions

Il suffira donc maintenant de cliquer sur *veux*, ce qui représente deux clics au lieu de cinq. A l'état 2 (Figure 5), les choses se compliquent : la présence d'un adjectif étant interdite après le verbe vouloir (la prise en compte de cette contraintes sera expliquée au paragraphe suivant), nous avons le choix entre un infinitif (55 occurrences) et la sortie du graphe (34 occurrences). Cette sortie, d'après la Figure 3, conduit sur l'automate du groupe nominal (Figure 8), c'est-à-dire sur un déterminant.

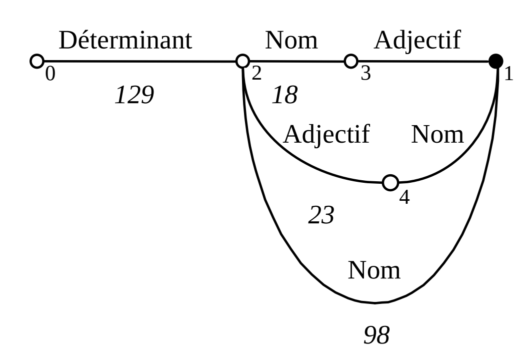


Figure 8 : Le groupe nominal

Nous pouvons alors calculer de nouvelles probabilités :

P(Infinitif)=55/102≈0,539
P(Déterminant)=13/102≈0,127

Celles-ci vont être combinées avec les probabilités respectives des lemmes de verbe et des lemmes de déterminant, afin de construire notre prochaine liste de propositions.

Comme le total des occurrences de lemmes de verbe est 71 459 362, nous en déduisons les probabilités suivantes :

P(lemme=*être*/V)=71386824/71459362≈0,9990

P(lemme=*lire*/V)=13774/71459362≈0,0002

et, finalement :

P(lemme=*être*)=
P(Infinitif)*P(lemme=*être*/V)≈0,5387

P(lemme=*lire*)=
P(Infinitif)*P(lemme=*lire*/V)≈0,0001

De même, pour les déterminants, qui totalisent 49 629 occurrences de lemme :

P(lemme=*le*/Déterminant)=38585/49629≈0,7775

P(lemme=*un*/Déterminant)=11044/49629≈0,2225

et :

P(lemme=*le*)=
P(Déterminant)*P(lemme=*le*/Déterminant)≈0,0991

P(lemme=*un*)=
P(Déterminant)*P(lemme=*un*/Déterminant)≈0,0284

Ces quatre probabilités classent donc les lemmes à proposer dans l'ordre suivant : *être*, *le*, *un*, *lire*. La Figure 9 présente la liste des propositions qui en est déduite. La 4ème colonne rappelle la probabilité du lemme.

être	Infinitif	833[2]	0,5387
la	f-s	12970	0,0991
l'	mf-s	8677	
le	m-s	8609	
les	mf-p	8329	

Figure 9 : La quatrième série de propositions

Le mot cherché (*regarder*) n'est pas dans cette liste. L'utilisateur va donc saisir un *r* sur le clavier virtuel et le calcul de probabilité va recommencer. Il sera beaucoup plus simple, puisque nous n'avons pas de déterminant commençant par la lettre *r*. Cette liste (Figure 10) contient le mot *regarder*. Il aura suffit de deux clics pour l'écrire, au lieu de neuf.

rester	Infinitif	353
rendre	Infinitif	262
regarder	Infinitif	235
revenir	Infinitif	216
recevoir	Infinitif	173

Figure 10 : La cinquième série de propositions

LES CONTRAINTES SYNTAXIQUES

Compliquons un peu notre modèle, pour y intégrer des contraintes syntaxiques, comme celles que nous venons de rencontrer : l'accord en genre et en nombre à l'intérieur du groupe nominal, l'accord sujet-verbe, mais aussi, la possibilité pour un verbe d'être suivi d'un adjectif ou d'un infinitif, etc. Ces contraintes sont mémorisées directement sur les automates, par des structures de traits, inspirées des grammaires d'unification [1].

Remplaçons donc le graphe du groupe nominal de la Figure 8 par celui de la Figure 11. Les étiquettes, qui étaient de simples catégories syntaxiques, sont maintenant des *vecteurs de traits*, comprenant, en plus, les contraintes.

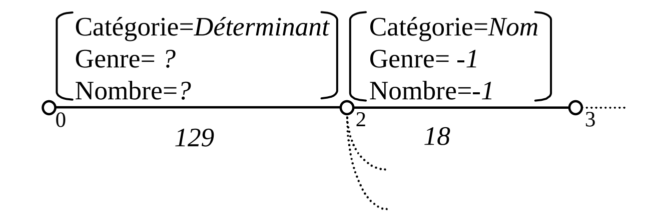


Figure 11 : Le nouveau graphe de groupe nominal

Les accords

Reprenons notre exemple. Nous sommes entrés sur le groupe verbal par le choix du déterminant *la* (Figure 9). Le premier vecteur de traits comporte trois champs : (Catégorie=*Déterminant*, Genre=*?*, Nombre=*?*). Les deux contraintes, initialisée à *?* sont remplacées par le genre et le nombre du déterminant *la* : Genre=*f*, Nombre=*s*.

L'étiquette suivante, entre les états 2 et 3, est le vecteur de traits (Catégorie=*Nom*, Genre=*-1*, Nombre=*-1*). Ce qui signifie que la recherche dans le dictionnaire ne sélectionnera qu'un nom de même genre et de même nombre que celui de l'arc précédent (c'est-à-dire le déterminant). A cause du choix du déterminant *la*, la recherche dans le dictionnaire se fait suivant trois critères : Catégorie=*Nom*, Genre=*f*, Nombre=*s*.

Les règles de succession

Il en est de même pour les règles de succession, qui sont notées dans le dictionnaire et sur les vecteurs de traits. Remplaçons le graphe du groupe verbal (Figure 5) par un nouveau graphe (Figure 12).

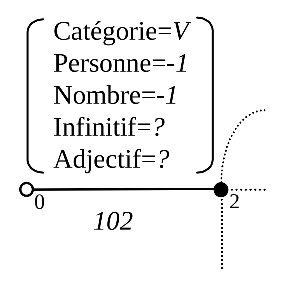


Figure 12 : Le nouveau graphe de groupe verbal

Le verbe *vouloir* possède, dans le dictionnaire, les traits (Infinitif=+, Adjectif=-). Quand l'utilisateur sélectionne *veut* (Figure 7), le vecteur de trait situé entre les états 0 et 2 prend ces deux valeurs. Ce qui bloque la recherche d'un adjectif, mais autorise celle d'un infinitif. Nous ne considérons donc sur le graphe du groupe verbal que deux chemins au lieu de trois.

L'ADAPTATION A L'UTILISATEUR

Un des points fort d'HandiAS est son adaptation à l'utilisateur. Déjà, les occurrences des mots, des lemmes et des étiquettes syntaxiques évoluent au fur et à mesure

[2] Cette valeur n'est pas prise en compte, puisqu'il n'existe qu'un infinitif par lemme (en français).

des textes saisis. Mais ce n'est pas tout : l'utilisateur peut aussi insérer des mots nouveaux dans le dictionnaire et choisir des formes syntaxiques non prévues sur les graphes.

Un nouveau mot
Poursuivons notre exemple : après le choix de *regarder* (Figure 10), nous quittons l'automate du groupe verbal pour passer, via l'automate de la phrase, à celui du groupe nominal, où nous trouvons donc un déterminant (Figure 8). La sixième liste de propositions est quasiment la même que la quatrième (Figure 9), à ceci près : le verbe *être* est supprimé et on ajoute à la fin l'article *un*.

Supposons, maintenant, que le mot télévision ne soit pas dans le dictionnaire (c'était le cas dans celui proposé par [3], car cette étude remonte aux années 60 ; mais, ce n'est pas le cas dans le dictionnaire de *HandiAS*, auquel nous avons ajouté un certain nombre de mots "modernes"). L'utilisateur devrait alors saisir complètement le mot à l'aide du clavier virtuel. Soit dix clics.

A cette étape de l'automate du groupe nominal (Figure 8), les probabilités des catégories syntaxiques sont :

$$P(\text{Nom})=(18+98)/139\approx 0{,}83$$
$$P(\text{Adjectif})=23/139\approx 0{,}17$$

HandiAS va donc supposer que le mot nouveau qui vient d'être saisi, *télévision*, est probablement un nom, mais, éventuellement, peut-être aussi un adjectif. Le choix du déterminant *la* va aussi remplir le vecteur de traits (Figure 11) par : Genre=*f*, Nombre=*s*. A la fin de la session, *HandiAS* proposera à l'utilisateur d'ajouter au dictionnaire le vecteur (télévision, Catégorie=*Nom*, Genre=*f*, Nombre=*s*).

Un nouveau chemin syntaxique
Et si l'utilisateur avait voulu écrire *Je veux maintenant regarder la télévision* ? La présence d'un adverbe n'est pas prévue sur l'automate du groupe verbal (Figure 5)[3]. Après la quatrième série de propositions (Figure 9), l'utilisateur va saisir un m et *HandiAS* va continuer à proposer des déterminants ou des verbes à l'infinitif (Figure 13). Rappelons que, sur cette figure, la 4ème colonne donne la probabilité du lemme (colonne inutile lorsque tous les lemmes appartiennent à la même catégorie syntaxique, ce qui n'est pas le cas ici).

mon	Déterminant	1650	0,004237
mettre	Infinitif	388	0,000003
montrer	Infinitif	227	0,000002
manquer	Infinitif	115	0,000001
monter	Infinitif	113	0,000001

Figure 13 : La nouvelle cinquième série de propositions

La saisie continue sur le clavier virtuel : un *a* (propositions : manger, marcher, maintenir, marquer, manifester), puis un *i*. Comme il n'y a plus de verbe commençant par *mai*, *HandiAS* consulte une table d'acceptabilité [5] pour connaître les catégories grammaticales possibles après un verbe (Figure 14). Le système *HandiAS* en comporte trois, une par automate. Un signe + dans une colonne autorise la succession de deux catégories, alors qu'un signe – la refuse.

	Début	Verbe	Infinitif	Adjectif	Adverbe	Fin
Verbe	+	-	+	+	+	+
Infinitif	-	-	-	+	+	+
Adjectif	-	-	-	-	-	+
Adverbe	-	-	+	+	+	+

Figure 14 : Une table d'acceptabilité

Comme cette table permet la succession d'un verbe et d'un adverbe, *HandiAS* recherche des adverbes et en trouve un seul commençant par *mai*, *maintenant*, qui est proposé et sélectionné (quatre clics au lieu de dix). Dans le même temps, l'automate du groupe verbal est modifié : un nouveau chemin est commencé (Figure 15).

[3] Rappelons que les automates ci-dessus sont très simplifiés pour rendre la présentation du système *HandiAS* plus claire.

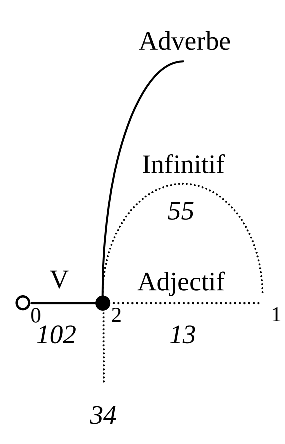


Figure 15 : Un nouveau chemin sur l'automate du groupe verbal

CONCLUSION

La phrase exemple que nous avons développée dans cet article (*Je veux maintenant regarder la télévision.*) comporte quarante-deux caractères, mais il ne nous a fallu que vingt clics pour l'écrire . C'est-à-dire un gain (en action nécessaire à l'utilisateur) de 52 %. Treize seulement si nous avions supposé le mot télévision dans le dictionnaire : celui-ci aurait été proposé après les deux listes (*vie*, *guerre*, *femme*, *heure*, *chose*, *tête*) et (*terre*, *table*, *température*, *tache*, *théorie*). Le gain serait alors de 69 %.

Les tests effectués par [6] font état de 43,5 % de gain sur un corpus de 10 866 caractères et d'une moyenne de 2,61 clics par mot.

Un premier prototype avec interface a été implanté au LI [0]. Ce travail sera poursuivi cette année, avec, ensuite, des tests avec des utilisateurs handicapés.

BIBLIOGRAPHIE

1. Abeillé A. *Les nouvelles syntaxes : grammaires d'unification et analyse du français*. Armand Colin, Paris, 1994.
2. Catach N. *Les listes orthographiques de base du français (LOB).* Edition Nathan-recherche, Paris, 1984.
3. Juilland A., Brodin D., Davidovitch C. *Frequency dictionary of french words, 5000 mots*. Mouton, 1970.
4. Le Pévédic B. *Prédiction Morphosyntaxique Évolutive dans un système d'aide à la saisie de textes pour des personnes handicapées physiques*. Thèse de doctorat en informatique, Université de Nantes, 1997.
5. Maurel D. *Préanalyse des adverbes de date du français*. In *TA information*, volume 32, n°2, p. 5-17, 1991.
6. Maurel D., Le Pévédic B., Rousseau O. *The syntactic prediction with Occurrence Automata: Application to HandiAS system*, In *Lecture Notes in Computer Science*, vol. 1660, 100-109, 1998.

Conception d'un langage iconique pour grands handicapés moteurs aphasiques

Eric BRANGIER Guillaume GRONIER

Laboratoire de Psychologie
Equipe Psychologie du Travail et Ergonomie
Université de Metz
Ile du Saulcy ;
F-57045 METZ Cedex 1
Courriel : brangier@zeus.univ-metz.fr & ggronier@club-internet.fr

RESUME
Cette communication s'inscrit dans le projet de conception d'un Environnement Digital de Téléaction pour Handicapés (Edith). Elle vise à fournir des éléments de conception d'un langage d'icônes palliant les déficits interactionnels liés à l'aphasie. Les icônes sont envisagées comme des métaphores de phrases (représentant un état émotionnel, une requête de confort, des besoins physiologiques) contrôlées par le sujet et énoncées par un ordinateur. Dans une première partie les auteurs soulignent -à partir recherches menées en psychologie et ergonomie cognitives sur l'imagerie mentale, sur les métaphores dans l'interaction homme-machine et sur les pictogrammes-l'intérêt des icônes dans ce type de communication. Dans une deuxième partie, ils présentent leur démarche –méthodes de conception et de validation, ainsi que les résultats- et concluent sur la nécessité d'effectuer une validation écologique du langage proposé.

MOTS CLES : Aide technique, Communication palliative, Ergonomie cognitive, Icône, Langage iconique, Métaphore.

INTRODUCTION

Les évolutions de la technologie permettent aujourd'hui de concevoir des aides techniques relativement efficaces pour assister les malades en fin de vie et développer leurs conforts émotionnel et fonctionnel. Le projet Édith (Brangier, Pino, Le Drezen, Lamazière, 1997 ; Brangier et Pino, 1997, 1998, 1999, Pino, Arnould, Brangier, 1998) s'inscrit dans cette perspective et a pour objectif de permettre aux malades atteints de handicaps moteurs et aphasiques (sclérose latérale amyotrophique, locked in syndrom, tétraplégie) :

- d'appeler le personnel soignant ;
- de lire des textes sélectionnables et d'y marquer une page ;
- d'écrire des textes plus rapidement et plus facilement par la complétude lexicale qui propose la fin du mot en cours de frappe ;
- de regarder la télévision par le contrôle des commandes de base ;
- d'écouter de la musique par le contrôle des commandes de base ;
- de communiquer verbalement en faisant prononcer des phrases pré-enregistrées.

alors que le malade ne peut ni bouger ni parler. Pour ce faire, un contacteur est placé sur le malade puis relié à un ordinateur ce qui lui permet de contrôler une partie de son environnement physique et social.

Cette communication restitue une recherche sur l'enrichissement de la communication verbale chez ce type de malade, enrichissement envisagée à travers la conception d'un langage iconique.

Dans une première partie nous justifierons le choix d'un langage iconique en rapportant un ensemble d'éléments théoriques qui militent en sa faveur. Dans une seconde partie, nous présenterons une démarche de conception d'icônes ainsi que les résultats obtenus. L'objectif de cette recherche est donc de créer une nouvelle forme de dialogue entre les sujets handicapés moteurs et aphasiques et leur environnement.

COMMUNICATION PALLIATIVE, ICONES ET METAPHORES

Vigand (1997) et Bauby (1997), tous deux atteints de locked in syndrom, ont admirablement exprimé leur souffrance qu'ils caractérisent d'abord comme une absence de parole. Ils sont réduits à des intentions sans action et sans verbalisation. Dans de tels cas, l'utilisation d'aides techniques de verbalisation peut apporter un confort supplémentaire à ces malades. Effectivement, l'usage d'Edith par un malade atteint de sclérose latérale amyotrophique nous a indiqué qu'environ 5% du temps journalier (soit une heure) était consacré à la sélection par le sujet de phrases énoncées par l'ordinateur. Le fait de pouvoir faire dire par la machine des phrases pré-enregistrées permet la satisfaction des besoins de communication. Pouvoir extérioriser ses états psychologiques par « je vous fais une bise », « vous m'énervez », « pouvez-vous ouvrir la fenêtre ? », ce n'est

pas exprimer des phrases banales, mais c'est exister comme un acteur consistant et interlocuteur à part entière.

Ceci étant, la présence de ces phrases à l'écran pose plusieurs problèmes :

- lisibilité et taille des caractères ;
- longueur des phrases ;
- la nécessaire traduction dans d'autres langues ;
- impossibilité de mettre plus de 10 à 15 phrases par écrans ;
- durée des transitions d'un écran vers un autre ;

de plus, si les phrases sont à l'écran,

l'interlocuteur du malade ne peut-il pas simplement les lire et lui répondre ?

L'intérêt des icônes et d'un langage iconique

Pour des raisons d'économie de place à l'écran et de temps de sélection, mais aussi pour leur fort potentiel évocateur et leur capacité métaphorique, la mise en place d'un langage d'icônes, correspondant à des phrases, s'est imposée. Une icône correspond à une image d'objets, de mots ou d'actions réelles, rapportées à leurs éléments prototypiques et permettant une compréhension simple et une mémorisation efficace. L'icône synthétise et métaphorise une idée sous la forme d'un pictogramme. Un langage iconique, quant à lui, est un système d'icônes ayant une homogénéité esthétique (similarité), une organisation syntaxique (ordre), et une proximité des référents sémantiques désignés (cohérence des thèmes évoqués).

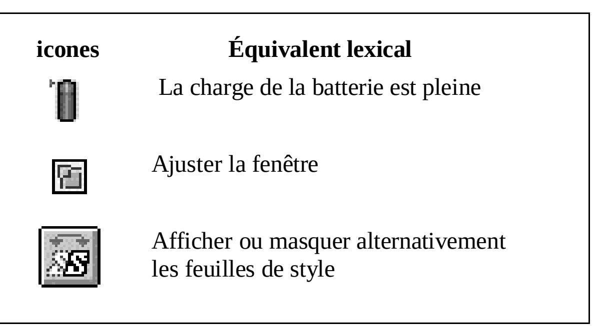
De nombreuses recherches ont démontré la supériorité de la communication pictographique sur la communication verbale dans le dialogue homme-ordinateur (Whiteside, Jones , Levy, Wixon, 1985 ; Guastello, Traut & Korienek, 1989). En présentant aux utilisateurs des commandes sous la forme iconique ou textuelle, Blankenberger et Hahn (1991) ont enregistré un temps de réaction bien en faveur du langage iconique, mais un nombre de reconnaissance égal pour les deux types de dialogue. Néanmoins, la qualité représentative de l'icône agit sur la qualité du dialogue homme-ordinateur. En effet, plus l'image iconique est éloignée de l'objet qu'elle représente, moins elle est comprise. Arend, Muthig & Wandmacher (1987) soulignent la difficulté de créer une icône qui sera toujours comprise, alors que les mots, bien que plus long à décoder, ne présentent généralement aucune ambiguïté. Par conséquent, en accord avec Blankenberger (et al, 1991), nous pensons qu'une mauvaise icône ne vaudra jamais mieux qu'un bon mot. Horton (1994) souligne à ce propos que les icônes dans les interfaces graphiques ne doivent pas totalement remplacer les mots. Guastello et al (1989) ont démontré que les objets graphiques composés de texte et d'image sont mieux compris que les objets composés uniquement de texte ou uniquement d'image.

Icônes et performances

L'image est plus facile à décoder que le mot dans la mesure où l'image fait directement référence au sens qu'elle véhicule, alors que le mot nécessite une lecture et un décodage préalables. Cela tient au fait que les images sont mieux préservées en mémoire que le matériel sémantique (mots ou phrases). Denis (1994) explique à ce propos que "le traitement sémantique des énoncés (soit des mots), qui permet le stockage de représentations abstraites, de type propositionnel, se trouverait en quelque sorte "prolongé" par l'activité qui consiste pour le sujet à élaborer des représentations pourvues de propriétés structurales similaires à celles de la perception. Le sujet conserverait non seulement le produit terminal du traitement sémantique, sous forme propositionnelle, mais aussi celui du traitement complémentaire, sous forme de représentations imagées."

Au niveau de l'interaction homme-machine, les icônes :

- permettent un meilleur apprentissage de l'interface ;
- facilitent la reconnaissance des mêmes commandes reprises dans différents contextes ;
- permettent une recherche rapide de l'information présente à l'écran ;
- ne nécessitent pas une compréhension lexicale de l'information, et sont généralisables d'une langue vers une autre ;
- tendent donc une normalisation universelle des interfaces ;
- par leur taille, prennent moins d'espace que leur équivalent lexical (McIlhagga, Light & Wakeman, 1998) (figure 1).



icones	Équivalent lexical
	La charge de la batterie est pleine
	Ajuster la fenêtre
	Afficher ou masquer alternativement les feuilles de style

Figure 1 : l'équivalence lexicale d'icônes.

L'interprétation des icônes

L'interprétation d'une icône consiste pour un individu à lui donner un sens à partir d'une représentation sémantique transitoire de l'objet. L'interprétation sera alors soumise à l'ensemble des capacités et des connaissances, linguistiques, sémantiques et pragmatiques, qui existent dans le l'environnement cognitif de l'individu. Une icône n'a donc pas de sens a priori, car celui-ci se construit sur une base perceptive et subjective d'interprétation.

En accord avec Meunier (1999), nous pensons que le système sémiotique est composé de plusieurs éléments (contour, couleur, forme, pictogramme, etc.) qui seront analysés par l'individu en vue d'une interprétation partielle puis globale du système. Dans le cadre de cette recherche, les icônes sont composées de symboles, eux-mêmes composés d'éléments graphiques primaires. La signification donnée à une icône dépendra donc de la compréhension des éléments qui la structurent. Néanmoins, tous les éléments qui composent l'icône ne servent pas forcément à sa compréhension. En effet, selon Horton (1994), l'image graphique est composée de trois entités :

1- le message, qui correspond au concept ou à l'idée que l'icône cherche à transmettre à l'utilisateur ;
2- les outils, qui ne font pas partie du message mais qui appuient sa signification et sa compréhen-sibilité ;
3- le bruit, qui interfère avec le sens du message pour le rendre plus ambigu ou totalement incompréhensible.

L'interprétation dépend donc de multiples critères subjectifs et visuels, de sorte que la signification d'une icône ne peut être unique ni même totalement maîtrisable.

Le contexte d'interprétation de l'icône
C'est la situation dans laquelle une icône est appréhendée. Le contexte inclut les autres icônes présentes dans l'interface, les objets, les textes, et tout ce qui contribue aux environnements graphique et physique du système. Aussi, sera-t-il préférable d'adapter l'icône aux caractéristiques des utilisateurs et au contexte duquel ils dépendent (Figure 3).

Concepts	Secrétariat	Ingénierie
Document		
Mesurer		
Dessiner		

Figure 3 : Déclinaisons d'une icône en fonction de l'activité professionnelle (d'après Horton, 1994).

Notion de distance articulatoire
La distance articulatoire est la différence qui sépare une image de sa signification. Plus la distance sera réduite, moins l'utilisateur devra fournir d'effort d'interprétation et mieux l'icône sera comprise. La distance articulatoire n'est pas mesurable, mais elle est indirectement observable. Ainsi, Blankenberger et al (1991) ont mesuré son effet en faisant varier le degré d'abstraction d'une série d'icônes. Leurs résultats ont montré que plus le niveau d'abstraction était élevé, plus la distance articulatoire était importante, et plus les performances (en terme de rapidité et de nombre d'erreurs) diminuaient. En effet, plus les icônes sont de nature abstraite, moins les sujets sont capables de les interpréter.

Une expérience complémentaire a démontré que la mémoire des sujets pallie à une trop grande distance articulatoire (Moyes, 1994). En croisant la position des icônes (fixe ou aléatoire) avec leur degré d'abstraction, il est apparu que les utilisateurs, à partir d'une certaine distance articulatoire, "comptent davantage sur la position des icônes que sur leur forme" (Moyes, 1994). Par conséquent, les individus se construisent une représentation du sens de l'icône non seulement en fonction du pictogramme qu'elle arbore, mais aussi sur la position qu'elle occupe à l'écran.

Afin d'améliorer la qualité sémantique des icônes, Horton (1994) suggère de faire appel à certaines figures de rhétorique (synecdoque, litote, hyperbole, euphémisme, analogie synaesthétique.) qui accentuent la signification et guident l'utilisateur dans sa compréhension de l'image.

Assemblage d'icônes : les langages iconiques
La diversité et la quantité de langages iconiques soulignent les difficulté d'élaboration d'un code universel et met également en évidence l'existence de deux grandes catégories de langages iconiques :

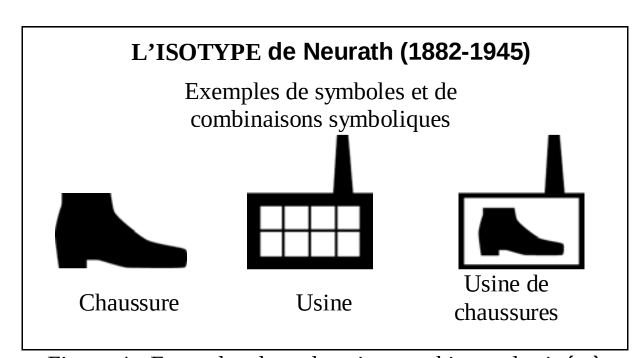


Figure 4 : Exemples de codes pictographiques destinés à standardiser une communication non orale.

- la première a pour objectif de généraliser une communication non orale et de devenir un standard des échanges symboliques. On pourra citer la

Sémantographie du canadien Bliss (1963), composée d'une centaine de symboles fondamentaux qui peuvent être combinés les uns aux autres, ou l'ISOTYPE de Neurath, qui fonctionne sur le même principe, mais qui utilise des pictogrammes plus représentatifs (figure 4).

- la seconde catégorie est essentiellement destinée aux personnes handicapées moteurs sans langage articulé. Les codes pictographiques sont généralement l'objet de travaux et d'expériences isolées. Le code CORNUSSE développé par les orthophonistes Gicquiaud et Maillochon (figure 5), ou le code du G.R.A.C.H. (Groupe de Recherche pour l'Autonomie et la Communication des Handicapés), rendent compte de langages iconiques très ciblés.

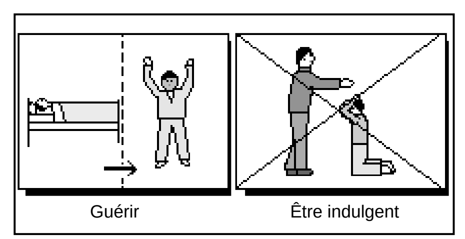


Figure 5 : Extrait du langage par pictogrammes CORNUSSE (Gicquiaud et Maillochon).

D'autres langages iconiques, spécifiques aux personnes handicapées, ont été développés dans le cadre de l'assistance technologique. Ces langages s'intègrent généralement dans une interface graphique et viennent suppléer aux déficits de communication. On pourra citer le système Minspeak (Albacete, Chang & Polese, 1994) qui utilise un clavier iconique et dont la sélection combinée de touches permet la construction de phrases diverses et sémantiquement étendues ; ou encore VAL (Virtual Access to The Lexicon) qui propose un clavier virtuel lexical à partir duquel l'utilisateur a la possibilité de repérer ou d'écrire des mots.

Icônes et métaphores

La métaphore structure les icônes et leurs compréhension, en permettant un transfert de sens de l'image au concept et inversement, et pour ce qui nous concerne, de l'icône à la phrase. Poulain (1996) définit la métaphore comme "le moyen de transposition d'une situation source et maîtrisée vers une situation cible, plus abstraite, plus complexe ou insuffisamment maîtrisée". En procédant par analogie, la métaphore applique "aux objets dont nous ne sommes pas familiers les mêmes propriétés qu'aux objets dont nous sommes depuis toujours familiers" (Norman, 1998).

Condon et Keuneke (1994) ont montré à quel point les métaphores structurent le modèle mental des utilisateurs. En différenciant trois types de métaphores (spatiale, interactive et basée sur l'activité), les auteurs ont démontré que les utilisateurs se construisaient un modèle mental et une représentation du système en fonction de la métaphore implémentée. En effet, les utilisateurs de l'interface basée sur une métaphore spatiale, dans laquelle était représentée une pièce en trois dimensions avec accessoires de bureaux (figure 6), se sont formés un modèle mental organisé autour de l'ordonnancement spatial des éléments présents à l'écran. Les utilisateurs de l'interface basée sur une métaphore interactive, présentée sous la forme d'un tissu de liens existant entre plusieurs systèmes, se sont construits un modèle mental de l'interface structuré autour de l'organisation de deux mondes, social et privé. Quant aux utilisateurs de l'interface basée sur une métaphore centrée sur l'activité, élaborée à partir du principe d'animisme qui consiste à attribuer aux objets des caractéristiques humaines (ici, le système interagissait avec l'utilisateur de façon à créer un dialogue dynamique), ceux-ci se sont formés un modèle mental des possibilités offertes par l'interface.

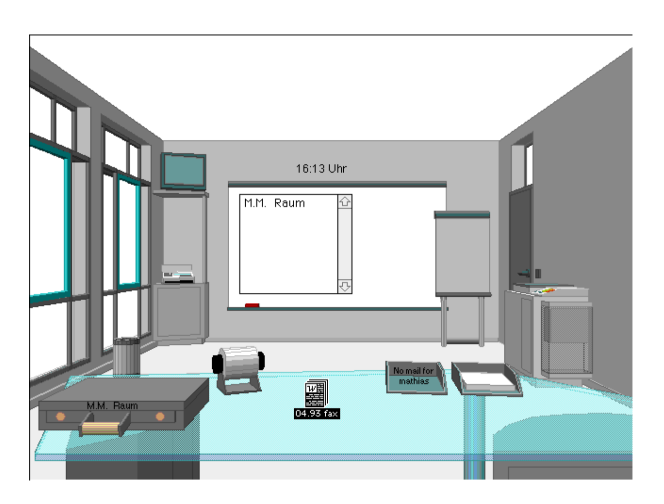


Figure 6 : The New MILAN Room, où le modèle d'interface basée sur l'organisation et la métaphorisation spatiale de l'information (Selon Condon & Keuneke, 1994).

Bien que pour Condon et Keuneke aucune approche métaphorique ne puisse prétendre être meilleure qu'une autre, certaines recherches ont démontré qu'il existait pourtant une forte corrélation entre les performances et le type de métaphore utilisé.

Métaphores et performance de l'utilisateurs

Certains auteurs (Miller & Stanney, 1997, Smilowitz, 1997, Norman, 1997) ont démontré que l'utilisation des métaphores influait significativement sur les performances d'utilisabilité. En effet, les métaphores facilitent le transfert d'apprentissage et permettent la construction d'un modèle mental du système informatisé. Smilowitz (1997) a démontré que le nombre d'erreurs et le temps nécessaire à la réalisation d'une tâche étaient deux à trois fois plus faibles avec une interface métaphorique qu'avec une interface non-métaphorique. De plus, en combinant plusieurs métaphores en une seule "métaphore composite", les performances ont pu être encore

améliorées. Cependant, l'auteur a révélé que toutes les métaphores ne parvenaient pas à un tel résultat, et que "les mauvaises métaphores n'étaient pas plus efficaces que les interfaces non-métaphoriques" (Smilowitz, 1997). Il exister donc plusieurs qualités de métaphores. Les travaux de Miller et al (1997) confirment cette remarque et montrent qu'il est préférable d'employer des métaphores pictographiques, représentant fidèlement l'objet d'interaction, plutôt que des métaphores symboliques, plus abstraites donc plus ambiguës.

Devant les différentes formes de métaphores, il convient de connaître celles qui sont les plus efficaces dans l'interaction homme-machine et de comprendre leur fonctionnement. Les travaux de Carroll (et al, 1982, 1985, 1988) décrivent trois approches de l'analyse métaphorique. La première, nommée "analyse opérationnelle" (Operational Analysis), mesure empiriquement l'utilisabilité des interfaces par le recueil de données comportementales. Elle permet de mettre en évidence l'efficacité et la facilité d'utilisation de certaines métaphores. La seconde approche, nommée "analyse structurale" (Structural Analysis), isole les éléments et les relations existants entre les domaines sources et cibles des métaphores afin d'en dégager les "méta-relations". Ces méta-relations décrivent les liens analogiques qui associent la métaphore à l'objet (ou au concept) original. Elles mettent ainsi en évidence les ficelles de l'élaboration métaphorique. La dernière approche est pragmatique. Ces auteurs précisent, en effet, que l'emploi de la métaphore dépend de la complexité de la situation et qu'une interface métaphorique n'est pas toujours justifiée. Celle-ci dépendra du contexte. Il s'agit, par conséquent, de comprendre comment et à quelles fins les utilisateurs utilisent les métaphores, afin de dégager certaines généralités qui guideront la conception d'une interface métaphorique ou non-métaphorique.

De plus, les interprétations pouvant s'effectuer à plusieurs niveaux d'abstraction (figure 7), les individus, par principe d'économie cognitive, se cantonnent plus facilement à une interprétation concrète des icônes qu'à une interprétation abstraite, laquelle nécessite un réfléchissement, soit un transfert des éléments concrets à un niveau plus conceptuel.

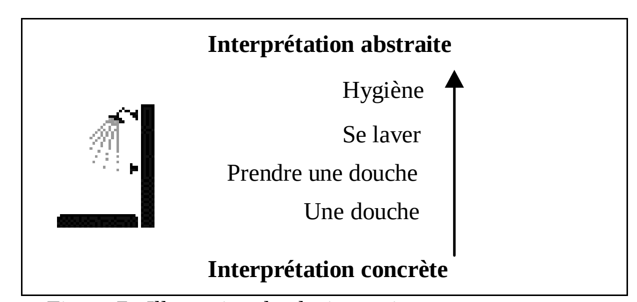


Figure 7 : Illustration de plusieurs niveaux d'interprétation.

CONCEPTION ET EVALUATION D'UN LANGAGE ICONIQUE

Problème posé

L'implantation d'un langage iconique dans la téléthèse Edith a pour mission fondamentale de pallier les déficits communicationnels des malades, c'est-à-dire de leur donner des moyens pictographiques adaptés pour contrôler l'énonciation par l'ordinateur de quelques éléments de sa situation psychique et physique, alors qu'ils sont alités et sans aucune communication classique possible. L'objectif essentiel est donc de rompre avec l'isolement médical et relationnel du patient qui est condamné au silence d'une vie psychique intérieure. Il s'agit donc de développer un langage pictographique :

- représentant fidèlement des phrases,
- résistant à l'oubli,
- adapté à la communication en fin de vie,
- recouvrant quelques éléments de la communications se déroulant dans une chambre

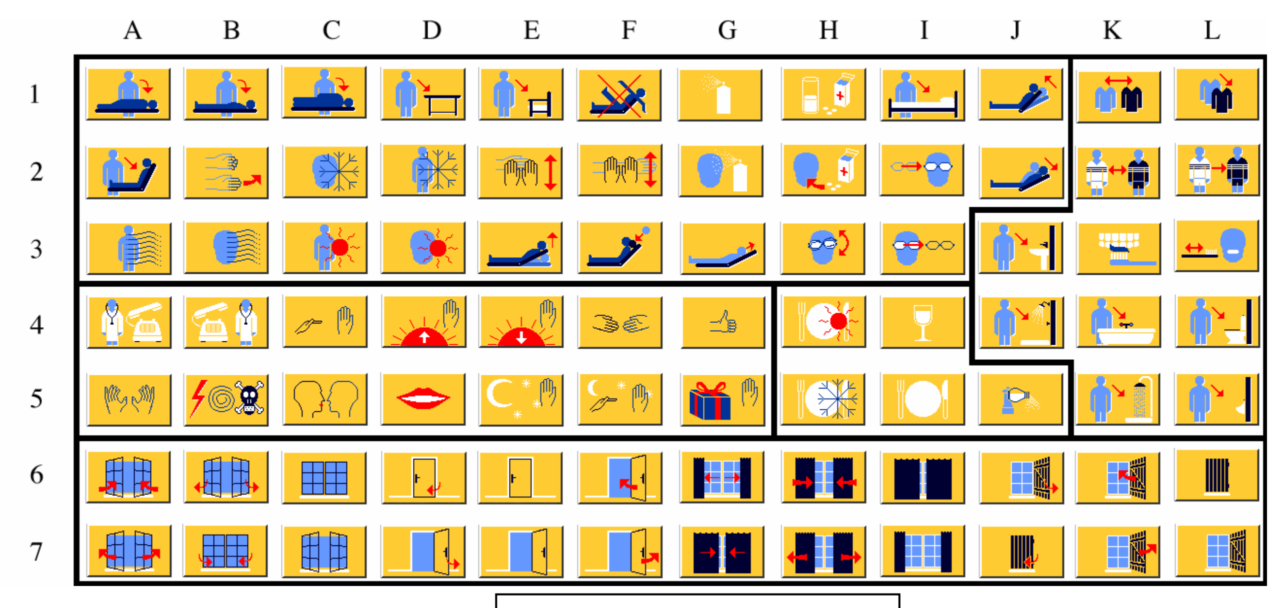


Figure 8 : les icônes réalisées

d'hôpital,
- satisfaisant des états émotionnels et affectifs,
- et évolutif, c'est-à-dire pouvant être facilement enrichi.

A ces fins, la représentation graphique des phrases énoncées passe inévitablement par leur capacité à être imagées, c'est-à-dire à être évoquées par le dessin. Néanmoins, la valeur d'imagerie, définie comme “la capacité qu'a un mot (ou une phrase) de susciter la formation d'une image mentale chez l'individu” (Denis, 1994), n'est pas égale pour tous les énoncés. Ainsi, nous trouvons des phrases à forte valeur d'imagerie (“je voudrais me brosser les dents”), faciles à représenter, et d'autres phrases à faible valeur d'imagerie (“merci”), plus difficiles à représenter. Il s'agit alors de définir la manière dont un concept à faible valeur d'imagerie pourra être illustré.

Méthodologies

Deux méthodologies peuvent être distinguées dans cette recherche. La première a servi à la conception et à la création des icônes ; la seconde à leur validation.

La création des icônes : La démarche a consisté à recueillir les représentations de 38 sujets (d'âge compris entre 9 et 28 ans) concernant les phrases prononcées par Edith (voir plus après la liste des phrases). Les sujets ont du dessiner “tout ce qui leur passait par la tête” et illustrer au mieux les différents concepts. 1281 dessins ont été recueillis. Cette méthode, déjà utilisé par Blankenberger et al (1991) ou Horton (1994), permet de recueillir, entre autres, les métaphores et les représentations les plus courantes. A partir de ce corpus, 84 icônes ont ainsi été créées, plusieurs icônes illustrant parfois le même énoncé (figure 8).

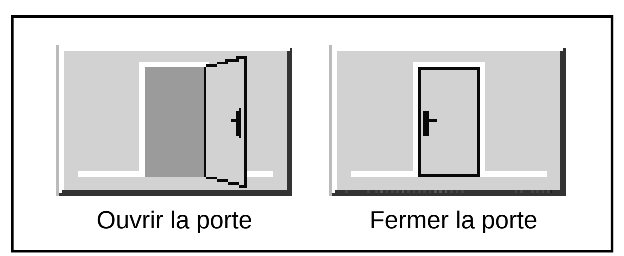


Figure 9 : Exemple d'une paire d'actions iconisée.

La validation des icônes : Afin de vérifier la compréhensibilité des icônes, mais aussi afin de mettre en évidence la façon dont elles étaient interprétées, nous avons demandé à 43 sujets sains (d'âge compris entre 18 et 53 ans) de donner leur interprétation.

Les icônes, ou les paires d'icônes (lorsqu'il s'agissait de paires d'actions congruentes, par exemple ouvrir ou fermer la porte, figure 9), étaient présentées une à une et dans un ordre aléatoire à chaque individu. Celui-ci devait en donner la signification, et sur cette base nous avons calculé le pourcentage de compréhension de chaque icône.

Résultats et interprétations

Le tableau ci-dessous restitue l'ensemble des résultats. La première colonne donne la position en abscisse et ordonnée de l'icône dans la figure 8, et la dernière le pourcentage de reconnaissance exacte (n=43).

Position	**Intitulés : Posture, confort physique**	**%**
F3	Pourriez-vous placer un oreiller sous ma nuque ?	100
I1	Je voudrais aller au lit	97,3
H2	Je voudrais prendre mes médicaments	93,7
I2, I3	Pourriez-vous me mettre ou m'enlever mes lunettes ?	93,7
G3	Pourriez-vous me remonter dans le lit ?	81,8
C3	J'ai chaud	81,4
H1	Je voudrais prendre mes médicaments	75,8
E3	Pourriez-vous lever mon dossier ?	72,7
E1	Je voudrais aller au fauteuil	72,7
D2	J'ai froid	72,7
C1	Je voudrais m'allonger sur le côté	54,5
H3	Pourriez-vous me replacer mes lunettes ?	54,5
G2	Pourriez-vous me passer le brumisateur ?	54,5
J1, J2	Pourriez-vous remonter ou abaisser mon dossier ?	54,5
D3	J'ai chaud	45,5
C2	J'ai froid	45,5
B1	Je voudrais m'allonger complètement sur le dos	45,5
D1	Je voudrais aller à la table	45,5
E2	Pourriez-vous me masser la main ?	45,5
F1	Je suis mal installé	42,5
A2	Je voudrais m'asseoir dans le lit	42,5
F2	Pourriez-vous me masser le bras ?	36,4
B3	Je sens un courant d'air	27,3
G1	Pourriez-vous me passer le brumisateur ?	17,3
A3	Je sens un courant d'air	5,4
B2	Pourriez-vous étirer mes doigts	2,3
A1	Je voudrais m'allonger à moitié sur le dos	0
Position	**Intitulés : Hygiène corporelle**	**%**
J4	Je voudrais prendre une douche	100
L4	Je voudrais aller aux toilettes	100
K3	Je voudrais me brosser les dents	93,7
K5	Je voudrais prendre une douche	91
K4	Je voudrais prendre un bain	72,7
L3	Je voudrais me brosser les dents	72,7
L1	Je voudrais changer de vêtements	72,7
L5	Je voudrais uriner	63,6
J3	Je voudrais faire ma toilette	63,6
L2	Je voudrais changer de vêtements	63,6
K1	Je voudrais changer de vêtements	63,6
K2	Je voudrais changer de vêtements	45,5
Position	**Intitulés : Relation à autrui**	**%**
A4	Pourriez-vous appeler le médecin	100
B4	Pourriez-vous appeler le médecin	93,7
F4	Bonjour	72,7
B5	Vous m'énervez	67
D4	Bonjour	63,6
E4	Bonsoir	63,6
C5	Je vous embrasse	54,5
E5	Bonne nuit	45,5
F5	Bonne nuit	27,3
G5	Merci	18,2
D5	Je vous embrasse	12
C4	Au revoir	5,4
B5	Vous m'énervez	0
G5	Merci	0
Position	**Intitulés : Remarque sur la nourriture**	**%**
I4	J'ai soif	93,7
I5	J'ai faim	91

J5	Ca manque de sel	63,6
H5	C'est trop froid	45,5
H4	C'est trop chaud	33
Position	**Intitulés : Contrôle de l'environnement**	**%**
D6, D7	Pourriez-vous ouvrir ou fermer la porte ?	72,7
B6, B7	Pourriez-vous ouvrir ou fermer la fenêtre ?	72,7
A6, A7	Pourriez-vous ouvrir ou fermer la fenêtre ?	54,5
H6, H7	Pourriez-vous fermer ou ouvrir les rideaux ?	48,2
J6, J7	Pourriez-vous ouvrir ou fermer les volets ?	48
K6, K7	Pourriez-vous ouvrir ou fermer les volets ?	45,5
G6, G7	Pourriez-vous fermer ou ouvrir les rideaux ?	45,5
C6, C7	Pourriez-vous ouvrir ou fermer la fenêtre ?	42,5
L6, L7	Pourriez-vous ouvrir ou fermer les volets ?	36,4
E6, E7	Pourriez-vous ouvrir ou fermer la porte ?	36,4
F6, F7	Pourriez-vous ouvrir ou fermer la porte ?	36,4
I6	Pourriez-vous fermer ou ouvrir les rideaux ?	27,3

Pourquoi certaines icônes ont été plus correctement interprétées que d'autres ?

Certaines icônes sont interprétées à un niveau d'abstraction plus élevé que ce qu'elles signifient. Par exemple, l'icône "Je voudrais m'asseoir dans le lit" est plus souvent interprété par "je voudrais m'asseoir" ou encore "Je voudrais m'allonger sur le dos" par "je voudrais m'allonger". Ces icônes manquent de précision et n'insistent pas assez sur certains éléments essentiels. Nous pourrions alors, en regard de ces exemples, symboliser davantage un lit ou surligner le dos du bonhomme.

De plus, les actions sont la plupart du temps mal illustrées. La double flèche du massage, les flèches d'ouverture et de fermeture ou encore la flèche pour l'étirement des doigts sont incomprises ou ne sont pas prises en compte dans l'interprétation du sujet.

La sensation ("j'ai chaud", "j'ai froid", etc.) est généralement mieux comprise lorsqu'elle s'applique au corps tout entier que lorsqu'elle est uniquement focalisée sur le visage.

Les icônes prenant en compte à la fois les états initiaux ou finaux des actions (comme par exemple une porte ouverte ou une porte fermée) et la représentation de l'action (une flèche), sont mieux comprises que les icônes représentant uniquement les états ou uniquement l'action. Dans cette perspective, nous pourrions envisager des icônes animées. Morimoto, Kurokawa & Nishimura (1993) ont montré qu'une représentation animée des icônes améliore la compréhensibilité. Ainsi, en présentant à des sujets une icône qui change d'apparence lors de sa sélection et illustre dynamiquement sa signification pendant une séquence animée d'une à deux secondes, les auteurs ont obtenu de bien meilleures interprétations qu'avec les icônes statiques conventionnelles.

CONCLUSION

Cette étude montre d'une part la possibilité de développer un langage iconique dont la compréhension peut être en partie satisfaisante. Elle indique d'autre part les limites d'une approche expérimentale et impose une validation écologique des résultats.

En effet, comment peut-on pertinemment évaluer et améliorer la compréhension d'une icône sans tenir compte :

- Du but de l'icône. Souvenons-nous : l'icône sert ici à déclencher l'énonciation par Edith de phrases qui donnent la signification de l'icône. Par conséquent, il y a fort à parier que la répétition (sélection puis énonciation) améliorera grandement la mémorisation de la signification de l'icône.
- Du sens de l'action attachée à l'icône. Par exemple, l'icône « Pourriez-vous étirer mes doigts » n'a été identifiée que par 2,3% des sujets. Ce n'est pas étonnant : cette phrase ne veut rien dire pour eux. Pour avoir une telle requête de confort, il faut être atteint de sclérose latérale amyotrophique et subir quotidiennement une privation anatomique qui empêche tout mouvement y compris celui de ses propres doigts. Gageons que les malades n'oublierons ni cette phrase ni l'icône qui la représente !
- Et surtout de l'attitude du malade à l'égard de la communication avec autrui, et donc des conditions sociales d'acceptation d'un tel langage.

En bref, le sujet sain ne peut pas être un bon modèle : beaucoup de ces icônes ne sont pas pertinentes pour lui. Ce « cobaye » ne peut représenter, par souci d'économie et de temps, qu'un point de départ à de telles recherches. A présent, il devient impératif de tester ce langage iconique en situation réelle auprès de sujets handicapés et de leur entourage.

BIBLIOGRAPHIE

Albacete P.L., Chang S.K., Polese G., (1994) Iconic language design for people with signifiant speech and multiple impairments. *ASSETS 94*, 23-30.

Arend U., Muthig K.-P., Wandmacher J., (1987) Evidence for global feature superiority in menu selection by icons. *Behaviour and information technology*, 6, n°4, 411-426.

Bauby J.D., (1997) *Le scaphandre et le papillon*, Paris, Robert laffont.

Blankenberger S., Hahn K., (1991) Effects of icon design on human-computer interaction. *International Journal Man-Machine Studies*, 35, 363-377.

Bliss C.K., (1963) *Semantography*, Sydney, Semantography Publications.

Brangier, E., Pino, P., (1997) Métaphores de l'action et conception d'une interface pour grands handicapés moteurs : de la description de la sclérose latérale amyotrophique à la conception d'une prothèse interactionnelle, *IHM 97*, Toulouse : Cépaduès-Edition, 119-126.

Brangier, E., Pino, P., (1998). Approche ergonomique de la conception d'une téléthèse interactionnelle pour grand handicapé moteur, *Ergonomie et prévention dans le processus d'innovation*. Neboit, M., Fadier, E., Gaul, P., Schouller, J-F., (Eds), INRS :Nancy, 39-45.

Brangier, E., Pino, P., (1999). Accompagnement des malades en fin de vie, ergonomie de conception et automatique humaine. Présentation d'un Environnement Digital de Téléactions pour Handicapés (EDITH). *Actes du 34ème congrès de la SEL*F à Caen, 261-270. (et sur cédérom).

Brangier, E., Pino, P., Le Drezen, A., Lamazière, J., (1997) Prothèse interactionnelle, Pallier les déficits interactionnels des handicapés lourds avec une interface de contrôle d'environnement, *Interface 97*, Paris : EC2, 156-162.

Carroll J.M., Thomas J.C., (1982) Metaphor and the cognitive representation of computing systems. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*, 12, 107-116.

Carroll J.M., Mack R.L., (1985) Metaphor, computing systems, and active learning. *International Journal of Man-Machine Studies*, 22, 39-57.

Carroll J.M., Mack R.L., Kellog W.A., (1988) Interface metaphors and user interface design. *Handbook of Human-Computer Interaction*, 67-85.

Condon C., Keuneke S., (1994) Metaphor and layers of signification in user service interfaces. *IS&N Conference '94*.

Condon C., Keuneke S., (1995) Counting the costs and benefits of metaphor. *IS&N Conference '95*.

Denis M., (1994) *Image et cognition*, Paris, PUF.

Guastello S.J., Traut M., Korienek G., (1989) Verbal versus pictorial representations of objects in a human-computer interface. *International Journal Man-Machine Studies*, 31, 99-120.

Horton W., (1994) *The icon book*, New York, John Wiley and Sons.

McIlhagga M., Light A., Wakeman I., (1998) Giving users the choice between a picture and a thousand words, http://www.dcs.gla.ac.uk/~ johnson/papers/mobile/mcilhagga/glasgow.html.

Meunier J.-G., (1999) The categorical structure of iconic languages, http://pluton.lanci.uqam.ca/ membres/meunier/iconlang/iconlang.htm.

Miller L.A., Stanney K.M., (1997) The effect of pictogram-based interface design on human-computer performance. *International journal of Human-Computer Interaction*, 9, 119-131.

Morimoto K., Kurokawa T., Nishimura T., (1993) Dynamic representation of icons in human-computer interaction. *Fifth International Conference on Human-Computer Interaction*, 2, 38-43.

Moyes J, (1994) When users do and don't rely on icon shape. *CHI 94*, 24-28.

Norman K.L., (1997) Interface apparency and manipulatability : congitive gateways through the spatial visualization barrier in computer-based technologies. http://www.lap.umd.edu/LAPFolder/NSFI A/proposal.html.

Norman K.L., (1998) Collaborative interactions in support of learning : models, metaphors, and management. *The digital University : reinventing the academy*, http://www.lap.umd.edu/ LAPDFolder/papers/ LAAAP98TR01/

Pino, P., Arnould, P., Brangier, E., (1998) A more efficient man-machine interface : fusion of the interacting telethesis and smart weelchair projects. *Proceedings of Knowledge and Electronic Systems (KES'98)*, Adélaïde, Australia, JAIN, R.C., et JAIN, L. (Eds) , IEEE, Vol 3, 180-186.

Poulain G., (1996) *Métaphore et multimédia*, Paris, La Documentation française.

Smilowitz E.D., (1997) Do metaphors make web browsers easier to use ? http://www.baddesigns.com/ mswebbcnf.htm.

Vigand P., Vigand S., (1997) *Putain de silence*, Paris, Anne Carrière.

Whiteside J., Jones S., Levy P.S., Wixon D., (1985) User performance with command, menu, and iconic interfaces. *Proceedings of the CHI'85 Conference on Human Factors in Computing Systems*, April 14-18, 185-191.

Projet CNHL : Chambre Nomade pour Handicapés Lourds

Paul RICHARD Pierre GAUCHER Denis MAUREL

LI/E3i - Université de Tours
64, Avenue Jean Portalis
37200 Tours, France
{gaucher, paul.richard, maurel}@univ-tours.fr

RESUME
Nous présentons dans cette communication le projet CNHL (Chambre Nomade pour Handicapés Lourds). Le but de ce projet est de concevoir un espace de vie permettant l'insertion et/ou le développement de l'autonomie des personnes handicapées physiques grâce à l'informatique. Cet espace de vie devra, d'une part, être modulaire, c'est à dire être facilement adaptable au type de handicap de la personne (de la personne tétraplégique à la personne âgée non autonome). Il devra, d'autre part, être mobile pour permettre le rapatriement de la personne depuis le centre de rééducation vers son milieu familial, lorsque son degré d'autonomie sera suffisant. L'objectif à atteindre est d'offrir aux personnes handicapées un cadre de vie équivalent à celui d'un domicile particulier, et ceci dès son accueil au sein du centre de rééducation, tout en bénéficiant des avantages et des services de la structure d'accueil. Nous présentons ici deux contributions logicielles qui peuvent être intégrées à cet espace de vie.

MOTS CLES : communication homme-machine, handicap, domotique, robotique, espace de vie, autonomie.

INTRODUCTION
Nous assistons, dans les pays industrialisés, à une croissance considérable du nombre de personnes handicapées et/ou âgées. Ceci est dû, d'une part, à l'augmentation de la longévité et, d'autre part, à l'amélioration de la qualité des soins. Les enjeux économiques sont considérables puisque, d'ici 2025, le nombre de retraités européens devrait presque doubler et celui des moins de 20 ans diminuer de 11% (cf. axes du 5ème PCRD).

Des progrès considérables ont été réalisés dans le domaine médical, mais la qualité de vie des personnes handicapées et/ou âgées s'est-elle améliorée dans la même proportion ? Permettre à ces personnes de préserver le plus longtemps possible leur autonomie, en bénéficiant notamment de soins préventifs et curatifs adaptés, de services d'aide à domicile est un impératif de politique sociale auquel est confrontée l'Europe entière.

La revendication légitime des personnes handicapées à l'autonomie se fait de plus en plus insistante. Mais satisfaire, dans des conditions favorables, l'aspiration à vivre à domicile est actuellement difficile. Les éléments de soutien sont nombreux et variés mais insuffisamment coordonnés. On dénombre plus de 5 millions de personnes handicapées en France : seulement 1,7 million bénéficient des aides humaines et 1,7 million des aides techniques. Il y a actuellement environ 200 situations à examiner en moyenne par an et par département.

C'est dans ce contexte que le projet CNHL a été initié au LI/E3i. Ce projet à pour objectif de concevoir un espace de vie permettant l'insertion et/ou le développement de l'autonomie des personnes âgées et/ou handicapées, grâce à l'informatique. Cet espace de vie devra être facilement adaptable au type de handicap de la personne (de la personne tétraplégique à la personne âgée non autonome). L'aspect innovant de notre projet est que l'espace de vie sera nomade : la personne pourra être rapatriée dans son milieu familial. Ceci aura, en outre un impact économique important, une amélioration considérable de la qualité de vie de la personne âgée et/ou handicapée et donc un effet positif sur son état psychologique et, par conséquent, sur son évolution thérapeutique et physique.

AXES DU PROJET
La robotique
La robotique est un axe du projet particulièrement important puisque la chambre nomade sera équipée à terme de la station robotique Afmaster en cours de développement chez AFMA Robot [1]. La station Afmaster est une version plus compacte de la station MASTER II (ou MASTER RAID) qui a été évaluée par de nombreux patients dans différents centres de rééducation de l'association APPROCHE dont l'hôpital Raymond Poincaré de Garches [2][3].

La robotique d'aide aux personnes handicapées est apparue en France en 1984 avec le projet SPARTACUS initié par Stéphane Pannier et Jean Vertut [4][5]. Une station de travail basée sur le télémanipulateur MAT 2 du CEA à été installée et évaluée au sein de l'hôpital de Garches. Ces travaux ont servi de référence dans les développements robotiques qui ont suivi, et en

particulier pour les projets MASTER RAID [6] et MANUS [7] .

Des stations robotiques pour personnes handicapées ont été développées parallèlement au Royaume Uni et aux Etats-Unis : on peut citer les projets HANDY [8] et DEVAR [9].

La station MASTER II et constituée d'un bras robotique du type RTX qui se déplace sur des rails, d'un environnement structuré composé de divers espaces de rangement, d'un bureau, de divers périphériques de communication (téléphone, télécopieur, imprimante), et d'un ordinateur de type PC permettant de gérer différentes interfaces de commande. Elle présente des menus qui peuvent être sélectionnés par des périphériques adaptés aux personnes handicapées (clavier, contacteur, souris et joystick) et également par commande vocale. Ainsi, la station offre la possibilité aux personnes privées de leurs capacités motrices, d'agir physiquement sur leur environnement en leur permettant de réaliser des tâches simples de la vie quotidienne telles que boire, ranger des livres ou mettre une cassette vidéo dans leur magnétoscope.

Dans ce contexte, une grande part des problèmes rencontrés par les utilisateurs handicapés se situe au niveau de l'interface homme-machine avec la nécessité d'apprendre plusieurs jeux de commandes complexes [10], des difficultés pour manipuler des interfaces de commande à manipulation directe [11], [12] et l'apprentissage de la télémanipulation de bras robotiques [13].

Un des objectifs principaux du projet CNHL est de pallier à ces difficultés en offrant à la personne handicapée, par le biais de périphériques et de logiciels adaptés à leur déficiences motrices ou sensorielles, une plus grande facilité d'action sur son environnement et donc une autonomie accrue.

La domotique

La domotique est évidemment un axe important du projet CNHL puisque qu'il correspond à l'utilisation de moyens techniques et d'études tentant d'intégrer à l'habitat tous les automatismes en matière de sécurité, de gestion d'énergie et de consommation. Les systèmes domotiques permettent de contrôler à distance un ou plusieurs effecteurs (ordinateur, téléphone, système motorisé, appareil ménager,...) qui nécessitent des actions motrices de l'homme, comme par exemple : allumer et éteindre la lumière, ouvrir ou fermer une porte, ou régler la température d'un convecteur,...

Le contrôle des différents effecteurs s'effectue à l'aide de systèmes de contrôle de l'environnement. Ces systèmes utilisent différents modes de communication : l'infra-rouge, les courants porteurs, les ondes radiofréquences ou le bus domotique EIB (European Installation Bus).

Différents systèmes de contrôle de l'environnement existent sur le marché ou sont encore au stade de prototype. Certains utilisent la reconnaissance vocale pour activer différentes actions qui défilent sur un écran (ex : Tetravox de la société Proteor), d'autres utilisent une commande tout ou rien (souffle, mouvement des yeux ou du menton) pour sélectionner les fonctions d'un menu pré-programmé (ex : IRIS de la société HDI). D'autres proposent un mini clavier et un afficheur à cristaux liquides (ex : CERF prototype du CNET).

Comme exemple de réalisation de système d'aide à la communication et au contrôle de l'environnement, on peut citer le système EDITH, développé au Laboratoire d'Automatique des Systèmes Coopératifs (LASC) de l'Université de Metz [20]. EDITH est un ensemble logiciel et matériel permettant de capter sur un utilisateur le moindre signal de commande, un signal tout ou rien dans le pire des cas, pour lui permettre de communiquer avec son environnement. La parfaite adaptation d'EDITH à un sujet passe par une phase d'évaluation de ses capacités motrices et cognitives et par une phase d'apprentissage. L'architecture technique de EDITH est celle d'un PC multimédia doté d'un lecteur CD-ROM, portable pour des raisons de commodité en milieu hospitalier.

L'apport du projet CNHL se situe, dans ce contexte, au niveau des interfaces de communication et de contrôle de l'environnement qui seront, d'une part, facilement adaptables à des utilisateurs ayant des capacités motrices ou sensorielles très différentes, et qui d'autre part s'auto-adapteront à leurs capacités cognitives et leurs habitudes.

Les NTIC

Les Nouvelles Technologies de l'Information et de la Communication (NTIC) sont maintenant considérées à part entière comme faisant partie de la domotique.

Les NTIC permettent, une amélioration des interfaces entre les personnes et les machines, ainsi que le développement de systèmes d'assistance permettant une amélioration de l'autonomie et de la qualité de vie.

En effet, les NTIC offrent aux personnes handicapées la possibilité de s'informer et d'échanger des informations avec d'autres personnes (handicapées ou non) et ainsi de franchir des barrières sociologiques dues à leur handicap.

Les NTIC sont évidemment un des axes important du projet CNHL puisque nous envisageons d'offrir aux personnes handicapées la possibilité d'utiliser, en particulier, le réseau internet par le biais de périphériques et d'interfaces de contrôle adaptés à leurs déficiences motrices ou sensorielles.

La communication Homme-Machine
La plupart des dialogues entre l'homme et la machine se font à l'aide d'un clavier, d'une souris et d'un écran. Mais l'utilisation d'un clavier pose un problème pour les personnes handicapées ayant perdu la capacité d'utiliser leurs membres supérieurs. Les récentes études et développements en matière de périphériques et logiciels offrent la possibilité d'interagir ou de communiquer avec l'ordinateur de manière adaptée à leurs déficiences motrices ou sensorielles et permettent ainsi d'accroître leur autonomie.

Les logiciels d'aide à la communication les plus utilisés, en particulier par les personnes handicapées atteintes d'une déficience motrice grave (tétraplégiques etc..) sont les logiciels basés sur la reconnaissance vocale. Ces logiciels servent surtout à saisir du texte en se passant du clavier (qui offre un débit de 50 mots par minute contre plus de 150 mots par minute pour la parole). Le clavier reste cependant nécessaire aux corrections de texte et à l'utilisation de l'ordinateur.

L'orientation actuelle des logiciels tend de plus en plus à offrir un contrôle total de l'environnement permettant de s'affranchir de l'utilisation du clavier et de la souris. Ces nouveaux logiciels couplés à des périphériques utilisant les mouvements de tête, le souffle ou le clignement des yeux sont déjà disponible dans le commerce.

La communication homme-machine est aussi un axe important du projet CNHL. En effet, le logiciel HandiAS développé d'abord à l'Institut de Recherche en Informatique de Nantes (IRIN), puis au LI/E3i offre une aide à la communication en facilitant la saisie rapide de texte. Le système HandiAS, comme nous le verrons plus loin, utilise le périphérique Handimouse (système de pointage qui utilise les mouvements de la tête) commercialisé par C-Technologie [14].

AVANCEMENT DU PROJET
Les travaux réalisés au LI/E3i dans le cadre du projet CNHL ont essentiellement contribué au développement de logiciels d'aide à la commande, à la communication et à la téléintervention. Ces travaux ont été réalisés par des doctorants ou des étudiants de l'E3i dans le cadre de leur projet de fin d'études ou de stages en entreprise.

Aide à la commande
Les travaux réalisés dans le contexte de l'aide à la commande ont été effectués dans le but de permettre à un utilisateur handicapé de commander la cellule robotisée Afmaster (Figure 1) [15].

Concrètement, la cellule Afmaster autorisera à terme 3 types d'utilisation appelés pôles:

1. Le pôle "Loisirs" qui inclue des tâches telles que :
   - Regarder la télévision à l'aide d'une télécommande infrarouge implantée dans un PC,
   - Ecouter un CD ou une cassette audio.

2. Le pôle "Bureautique" qui inclue des tâches telles que :
   - Naviguer sur Internet,
   - Utiliser un traitement de texte grâce à une commande vocale,
   - Imprimer le document résultant.

3. Le pôle "Vie quotidienne" qui rassemble des tâches essentielles de la vie de tous les jours :
   - Boire et manger,
   - Allumer une lumière,
   - Fermer un volet roulant.
   -

La cellule robotisée comportera :

- un robot 6 ddl permettant toutes configurations de position et d'orientation,
- un effecteur pour la saisie des objets,
- un système de pilotage,
- une interface avec l'utilisateur.

Après des études préliminaires, la structure de la station Afmaster qui a été retenue est la suivante: elle comporte une base type scara à six degrés de liberté équipée d'une pince de serrage. Il est intéressant de noter que ce robot, qui est capable de déplacer un objet de 2 kg en tout point de la cellule, se rapproche de la configuration d'un bras humain.

Le pilotage du robot se fait à partir d'une souris ou d'un joystick. Une interface opérateur Windows95 ou NT développée sous Delphi permet deux types d'opérations:

1. La programmation des mouvements du robot par un ergothérapeute (déplacement en commande manuelle du robot dans les phases interactives et programmation conviviale des déplacements pré-programmés).

2. Les émissions d'ordre de mouvements pré-programmés pour les tétraplégiques. Ces ordres sont émis par des clics sur les boutons du pupitre opérateur.

La commande du robot est réalisée à partir d'un PC muni de cartes de commandes d'axes. Le système comprend un changeur de coordonnées capable de générer des trajectoires en interpolation linéaire. Afin de limiter le câblage, le système de commande et le coffret de puissance sont embarqués dans le robot. Seule la liaison avec le PC multimédia sort du robot.

Les périphériques et la cellule fonctionnent avec différents logiciels : les logiciels de l'ordinateur de supervision qui sont le *Configurateur d'environnement* et le *Désigneur*, et le logiciel de l'ordinateur gérant la carte d'axes. Le *configurateur d'environnement* est l'un des deux composants les plus importants. C'est par lui que se fait l'adaptation de la station robotique à sa configuration.

Cette adaptation se fait par l'écriture de tâches automatiques, par la spécification des tâches accessibles par le *Désigneur* en mode automatique, par la définition des contrôles de l'environnement par l'intermédiaire de la télécommande infrarouge, par la définition des actions d'urgence (téléphone et CENV), la définition du mode de contrôle du *Désigneur* (souris, défilement linéaire ou quadratique) et, enfin, par la gestion de la table des points globaux (ajout par apprentissage ou réapprentissage).

Ce logiciel est couplé à un utilitaire de gestion de la télécommande infra rouge.

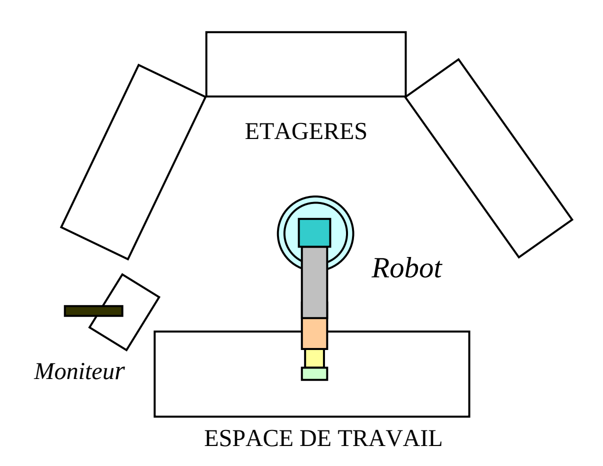


Figure 1 : Schéma de la station robotisée.

C'est par l'intermédiaire du *Désigneur* que l'utilisateur va commander son environnement. Grâce à lui, il est possible d'exécuter une action en mode automatique, de piloter le robot directement, d'utiliser la télécommande infrarouge et enfin dans les cas d'urgence exécuter des actions prédéfinies (téléphone, infrarouge, tâche automatique).

La fenêtre se compose de 5 zones (voir Figure 2) :

1. Une zone de message affichant diverses informations venant de l'action exécutée.
2. Une zone graphique correspondant à l'image de la dernière action.
3. Une zone rubrique donnant accès aux fonctions du système à savoir :
   - SOS (pour lancer l'enchaînement des actions d'urgences).
   - CENV (pour accéder au mode de contrôle de l'environnement)
   - AUTO (pour accéder aux différentes tâches automatiques).
   - MANUEL (pour accéder au pilotage manuel ou direct du robot).
   - QUITTER
4. Une zone menu correspondant aux actions de la rubrique sélectionnée.
5. Une zone gestion des menus.

La force de cette application est qu'elle peut être commandée par un seul clic de souris. Le mode de commande sera bien sûr fonction du degré de motricité de l'utilisateur.

Le logiciel présent sur le PC contrôlant le robot est à vocation passive. En effet, il ne fait qu'attendre les ordres de la partie supervision via la liaison série. Cependant, il est nécessaire de disposer d'une interface permettant de supplanter le PC de supervision : nous avons donc mis en œuvre un utilitaire de diagnostic, de commande et de configuration, pour la carte d'axes, *le changeur de coordonnées*, le *générateur de trajectoire* et enfin la communication série.

Pour augmenter les moyens de commande de l'outil de pilotage, un logiciel de commande vocale a été intégré. Le logiciel Simply Speaking Gold, développé par IBM® a été utilisé pour le développement. Ce logiciel permet aussi bien le pilotage de Windows 95 que de Windows NT. Il permet aussi la dictée (bien que la version utilisée ici ne permet qu'une dictée en mot à mot). Nous envisageons à terme d'intégrer un logiciel qui permet la dictée en mode continu (comme VIA VOICE par exemple) du même éditeur. Cependant, il faut bien prendre en considération que ces versions plus sophistiquées sont aussi très gourmandes en ressources processeurs.

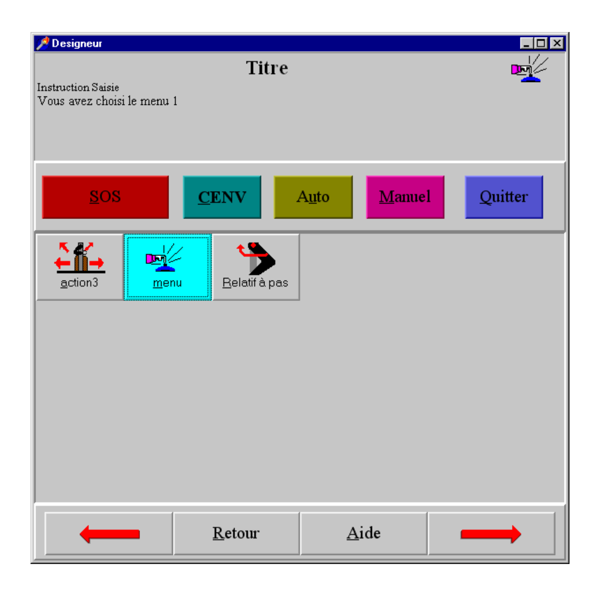


Figure 2 : Fenêtre du Désigneur.

Nous travaillons actuellement sur un nouveau logiciel qui permettra à un utilisateur handicapé de commander le robot de la station Afmaster ainsi que les différents périphériques mis à sa disposition de manière plus efficace. Ce logiciel s'adaptera aux préférences et aux habitudes de l'utilisateur et lui proposera sous forme d'icônes des choix que qu'il pourra entériner à l'aide du système Handimouse décrit ci-après.

Aide à la communication

Différents logiciels d'aide à la saisie de texte sont disponibles dans le commerce mais ils sont complexes et ne permettent pas de saisir rapidement les informations dont l'ordinateur a besoin. C'est dans le but d'accélérer la saisie de ces informations que le logiciel HandiAS [16] a été développé dans le cadre d'une thèse en informatique soutenue à l'Université de Nantes par B. Le Pévédic [17]. HandiAS est un système hybride qui fait appel à des études statistiques et symboliques de la langue française. Il fonctionne, d'une part, à partir de dictionnaires fréquentiels et, d'autre part, grâce à une modélisation d'un ensemble de structures de phrases du français auxquelles sont affectées des probabilités d'utilisation. HandiAS repose sur une idée très simple : proposer le plus rapidement possible, grâce au contexte gauche, le mot que l'utilisateur désire écrire ; pour cela, le logiciel s'adapte à ses habitudes langagières, tant lexicales que syntaxiques. Le vocabulaire est stocké dans un dictionnaire électronique et la syntaxe est décrite à l'aide d'un automate à nombre fini d'états.

Le logiciel fonctionne de la manière suivante : Il recherche dans un dictionnaire la liste de mots et de lettres les plus fréquents dans la (ou les) catégorie(s) syntaxique(s) la (ou les) plus probable(s) tout en respectant le début de la saisie. Si la liste affichée ne contient pas le mot souhaité par l'utilisateur, il saisit une nouvelle lettre et HandiAS continue sa recherche.

Le logiciel possède ainsi plusieurs fonctionnalités :

1. Prédire une liste de mots et de lettres en fonction du texte déjà saisi,
2. S'adapter aux habitudes de l'utilisateur en modifiant ses prédictions lexicales et syntaxiques,
3. S'enrichir au niveau du vocabulaire, soit de manière automatique, soit manuellement.

La première version du logiciel HandiAS a permis de valider la méthode, mais n'était pas directement utilisable par une personne handicapée. Une amélioration du logiciel a été effectuée dans les domaines suivants [18] :

1. Mise à jour du vocabulaire avec introduction de mots nouveaux.
2. Interface utilisateur
3. Adaptation du modèle de langue à l'utilisateur

Nous travaillons actuellement à l'amélioration du système HandiAS pour le rendre complètement utilisable par des personnes handicapées physiques. Dans ce but, le périphérique Handimouse [14], commercialisé par C Technologies, sera intégré au système HandiAS.

Le système Handimouse se compose de deux modules indépendants : un récepteur placé sur l'écran de l'ordinateur et connecté à la prise RS232 et un émetteur. Pour un handicap léger l'émetteur se présente sous la forme d'un crayon ou tout autre support manuel (joystick...). Pour un handicap lourd l'émetteur se présente sous la forme d'un casque ultra léger ou se fixe aisément sur une branche de lunettes.

Dans le premier cas, un crayon positionné face à l'écran permet, grâce à un léger mouvement de la main, le déplacement de la souris en 3 dimensions. La validation s'effectue par l'intermédiaire d'un contacteur manuel traditionnel. Dans le deuxième cas, les mouvements de tête de l'utilisateur sont transformés en déplacements du pointeur-souris sur l'écran. L'émetteur envoie des signaux captés par le récepteur, lequel détecte alors la position du pointeur-souris sur l'écran.

La validation peut être obtenue par différents contacteurs : contact, pression, position (détecteurs de position reliés à un jack de 3,5 mm). En option : un contacteur au souffle respiratoire, réglable en sensibilité, avec retour auditif de la validation. Le système offre 16 programmes de validation possibles (exemples : 1 souffle = 1 clic ; 2 souffles = 1 double-clic ; 1 souffle prolongé = réinitialisation au centre).

Le logiciel HandiAS sera évalué par une campagne de tests utilisant des personnes handicapées.

Aide à la téléintervention

Les logiciels de téléintervention ou de télémaintenance permettent de réaliser un diagnostic d'une machine à distance via un mode de communication déterminé (réseau internet, modem à modem, câble direct etc..).

La téléintervention est justifiée par la nécessité d'intervenir rapidement en cas de panne du robot ou de tout autre périphérique. En effet, de nombreux obstacles s'opposent à une intervention rapide sur site : distance, manque de formation et handicap du patient, difficulté du diagnostic etc. Il existe sur le marché des logiciels de téléintervention : pcANYWHERE32 v.8 de Symentec, LapLink 7 et Carbon Copy.

Nous avons développé une interface logicielle de télémaintenance du système de pilotage de la station robotique [19] à l'aide du logiciel pcANYWHERE v.8.

Les étapes générales d'une session de téléintervention sont les suivantes :

1 - L'utilisateur du robot détecte un problème de fonctionnement. Il appelle par téléphone un technicien afin de le prévenir qu'il y a une intervention à effectuer. Un simple bouton permet à l'utilisateur de rendre son ordinateur de supervision (poste élève) connectable par un ordinateur de chez Afma Robot ou autre (Poste maître).

2 - Le technicien se connecte à distance au PC superviseur. L'accès est protégé par nom d'utilisateur et mot de passe. Il peut alors récupérer et mettre à jour toutes les informations de fonctionnement du robot en panne. L'utilisateur peut, pendant une phase de téléintervention :

- Voir ce que fait l'utilisateur du PC Maître (le technicien)
- Recevoir une information technique à distance
- Transférer des fichiers vers et depuis son PC

Le point fort de notre solution réside dans le fait qu'une évolution quasi totale de la configuration de la station (nature de la carte d'axe, type de liaison avec le PC superviseur, changement de logiciel de pilotage du robot etc..) est facilement envisageable. Elle peut donc être appliquée à la télémaintenance d'autres stations.

CONCLUSION

Nous avons présenté le projet CNHL (Chambre Nomade pour Handicapés Lourds) ainsi que deux réalisations s'inscrivant dans ce projet. Le but poursuivi est de concevoir un espace de vie permettant l'insertion et/ou le développement de l'autonomie des personnes handicapées physiques grâce à l'informatique. Cet espace de vie sera, d'une part, facilement adaptable au type de handicap de la personne et d'autre part, mobile pour permettre le rapatriement de la personne dans son milieu familial.

Compte tenu du contexte socio-économique actuel et des prévisions à moyen, et surtout à long terme, il apparaît que notre projet CNHL est tout à fait pertinent. En effet, il répondra, d'une part, à la revendication légitime des personnes handicapées et/ou âgées dépendantes à l'autonomie, et d'autre part, à leur envie de réintégrer leur milieu familial.

BIBLIOGRAPHIE

1. Afma Robots, Cahier des charges pour la réalisation d'une station MASTER industrielle (1998).
2. Le Claire G., "Résultats préliminaires de l'évaluation réadaptative RAID-MASTER II et MANUS II" Rapport APPROCHE, Jan. 97.
3. A.P.P.R.O.C.H.E, Résultats définitifs de l'évaluation réadaptative RAID-MASTER II et MANU II.
4. Pannier S., "Commentaires d'un médecin de rééducation à propos de l'utilisation de l'assistance électronique destinée aux graves handicapés". International Rehabilitative Robotics Workshop, Standford, California, 1981, pp.26.28.
5. Vertut J. et Coiffet Ph., "Les Robots". Tome 3a : Téléopération, Evolution des technologies, Ed. Hermès, Paris, 1984.
6. CEREM, Manuel d'utilisation du système MASTER RAID (1995).
7. Cunin J.C., "Le télémanipulateur MANUS". Réadaptation, N°387. février 92, pp. 28-31.
8. Hawkins P., and Topping M., "The Design and Developpment Process for HANDY I Robotics Aid to Eating and Drinking", in Proc. ICORR'97, Bath Institute of Technology, UK, 14-15 april, 1997, pp. 135-138.
9. Van Der Loos M., "VA/Stanford Rehabilitation Robotics Research and Developpement Program : Lessons Learned in the Application of Robotics Technology to the field of Rehabilitation". IEEE Trans. On Rehabilitation Engineering, march 1995,Vol. 3, N° 1, pp.46-55.
10. Hawley M., Cudd P., and Cherry A., "Systems for Integrated Acces tau alternative Communication, mobility, Computers and Home Environments". Communication Outlook. 1994, Vol. 15, pp. 9-14.
11. Downing A., Martin B., Stern L., "Method for measuring the characteristics of movements of motor-impaired children", Assistive Technology, Resna Press, Vol. 2, N° 4, 1990, pp. 131-141

12. Roby-Brami A., "Adaptation sensori-motrice à l'environnement : l'exemple de l'interface homme - ordinateur". In : Insertion Sociale des Personnes Handicapées : Méthodologies d'évaluation. Ravaud JF, et Fardeau M., Ed., INSERM, Paris, 1994. pp. 151-164

13. Kwee H., "SPARTACUS and MANUS : Telethesis development in France and in the Netherlands", in International Exchange of experts and Information Rehabilitation Monograph 37, 1986.

14. C-Technologie : http: www.ctechnologies.fr

15. Pasquier G., (1998), "Architecture d'un logiciel de pilotage". Projet de fin d'Etude de l'E3i.

16. Le Pévédic B. (1997), Prédiction Morphosyntaxique Evolutive dans un système d'aide à la saisie de texte pour des personnes handicapées physiques (Thèse de Doctorat en informatique, Université de Nantes).

17. Maurel D., Le Pévédic B., Yavchitz, J., (1991), "La prédiction lexicale et syntaxique à partir du contexte gauche : Application au système HandiAS", Revue Informatique et Statistique dans les sciences humaines, Vol. 33.

18. Rousseau O., (1998), "Système d'aide à la saisie de texte pour personnes handicapées : HandiAS " . Projet de fin d'Etudes de l'E3i.

19. Hosatte F. (1999), "Télémaintenance des stations Master", Projet de fin d'Etudes de l'E3i.

20. Brangier, E., Pino, P., (1997) Métaphores de l'action et conception d'une interface pour grands handicapés moteurs : de la description de la sclérose latérale amyotrophique à la conception d'une prothèse interactionnelle, *IHM 97*, Toulouse : Cépaduès-Edition, 119-126.

Vers un logiciel multilingue et gratuit pour l'aide aux personnes handicapées de la parole : le projet W

Nawfal Tounsi, Thierry Dutoit, Vincent Pagel, Michel Bagein, Dominique Wynsberghe,

Alain Ruelle, Fabrice Malfrere

{tounsi, dutoit, pagel, bagein, wynsberg, ruelle, malfrere} @tcts.fpms.ac.be

RESUME
Le but du projet W, lancé par le laboratoire TCTS de la Faculté Polytechnique de Mons est de faire profiter les personnes handicapées de la parole des développements récents en matière de synthèse vocale. Le projet W dispose actuellement d'un logiciel permettant aux personnes handicapées de la parole de communiquer grâce à notre synthétiseur vocal MBROLA et à la technique d'abréviation de mots. Ce logiciel est actuellement disponible en français et en anglais. Il est gratuit pour un usage non commercial et non militaire.

Le but du projet W est aussi de favoriser une participation extérieure en évaluant la méthode d'abréviation utilisée par le logiciel, en fournissant des tables d'abréviations pour d'autres langues ou en développant d'autres interfaces pour les personnes handicapées, connectées au système de synthèse utilisé par W.

MOTS CLES : Abréviations, synthétiseur vocal, MBROLA, EULER, TTS

INTRODUCTION
Le présent article a pour but de présenter le projet W, lancé par le groupe de synthèse de la Parole de la Faculté Polytechnique de Mons [1] (FPMS). Ce projet, décrit ci-dessous, fait la combinaison du synthétiseur vocal multilingue EULER et des abréviations des mots les plus couramment utilisées dans une langue donnée.

En premier lieu, nous décrirons le projet EULER, qui est un TTS (Text-To-Speech) générique multilingue pour Windows/Unix/Macintosh. Nous aborderons ensuite, le projet W, qui propose une interface adaptée entre la personne handicapée et le TTS.

PROJET EULER
EULER [2][11][12] est un projet de recherche et développement mis en place par le groupe de recherche en synthèse de la parole de la Faculté Polytechnique de Mons. L'objectif de ce projet est la mise à disposition gratuite d'un TTS générique multilingue pour Windows/Unix/Macintosh, facile à utiliser et à étendre qui intégrera progressivement les résultats des projets de recherche tant en synthèse de parole qu'en traitement du langage naturel.

Pourquoi avons-nous besoin de EULER ?

Les laboratoires de recherche publics et privés (universités et opérateurs télécom) ont investi des ressources considérables dans l'approche de conception de synthétiseurs de parole multilingue. Dans la plupart des cas, ces travaux de recherche non coordonnés ont généré des incompatibilités inter systèmes dues à un manque évident d'unification, et ce malgré les outils et bases de données, connus et publiquement disponibles pour l'élaboration de système TTS. Chaque synthétiseur n'est qu'une implémentation de principes de base très similaires spécifique à un laboratoire. De plus, la plupart des systèmes TTS (Text-To-Speech) multilingues ne sont en fait que des collections de TTS monolingue dû à l'incompatibilité des langues naturelles. Chaque TTS monolingue a été développé individuellement dans un laboratoire de la langue en question. Non seulement cette situation a un impact négatif sur les possibilités d'extensions d'un TTS vers d'autres langues, dialectes, accents, voix et styles de parole, mais en plus cela rend plus difficile l'intégration des TTS dans des produits finis (notamment pour les opérateurs télécom et les produits pour personnes handicapées). En dernier lieu, le manque d'harmonisation dans la conception des TTS rend leur comparaison qualitative, module par module, très difficile à réaliser et cela restreint considérablement le déploiement des perfectionnements.

A l'inverse de cette situation, les outils et les bases de données pour le développement de TTS multilingue ont été récemment, et de façon indépendante, mis à disposition par quelques universités européennes :

- La Faculté Polytechnique de Mons (FPMs) a contribué récemment au développement de synthétiseur multilingue phonèmes vers parole sous la forme du projet Internet MBROLA [3, 7]. Le fondement de ce projet est de favoriser les collaborations internationales visant à la réalisation de voix de synthèse dans un grand nombre de langues et de dialectes. Ces voix de synthèse sont

gratuites pour des applications non commerciales et non militaires. 18 langues ont été développées à ce jour, et pour chaque langue une ou plusieurs voix sont disponibles (25 voix en tout).

- L'Université d'Edimbourg a également largement contribué au développement de synthétiseurs TTS, libre de droits pour applications non commerciales et non militaire, et ce grâce au projet FESTIVAL[10]. FESTIVAL n'est rien de moins qu'une plate-forme de développement modulaire et générique, conçue dés l'origine dans des perspectives multilingues.
- Le projet MULTEXT [9], lancé par l'Université de Provence, a aussi pour but de développer des outils disponible gratuitement pour des applications non commerciales. Ces outils sont notamment destinés à l'élaboration et au traitement de corpus linguistiques multilingues.

Le projet EULER est une plate-forme de recherche et de développement unifié de synthétiseurs multilingues texte vers parole. Il est actuellement disponible pour les langues française, arabe et anglaise.

Les applications développées avec EULER possèdent une totale modularité dans toutes les étapes de la chaîne d'analyses de texte (syntaxique, morphologique, phonologique, phonétique et acoustique). Le noyau de EULER met à disposition de tous les modules une interface standard, rapide et simple d'utilisation pour l'accès aux données communes de traitement, au travers d'un objet appelé *Multi Layer Container*. La modularité des composants est très poussée : Chaque module peut faire appel à des *moteurs génériques* contenant les algorithmes (système de règles, arbre de décision, dictionnaires de recherche rapide, ngram, etc.).

LE PROJET W

Le projet W [4] cherche à faire profiter les personnes handicapées de la parole des développements récents en matière de synthèse vocale.

Dans cette optique, le logiciel W proposé permet aux personnes handicapées de bénéficier du synthétiseur vocal MBROLA pour participer en temps réel à des discussions orales. Le plus gros problème à résoudre pour atteindre cet objectif est celui de la vitesse de frappe : "comment utiliser un synthétiseur vocal pour discuter avec d'autres personnes sans les ennuyer sachant que le temps de frappe au clavier est nettement supérieur au temps de parole ?". Plusieurs solutions ont été testées pour palier ce problème. Nous pouvons citer notamment les méthodes de *prédiction de mots*, d'*abréviation de mots* et d'*écriture en sténographie*.

Prédiction de mots

Cette technique a déjà fait l'objet de nombreuses études, et plusieurs logiciels ont été développés dans ce cadre. Ils ont à peu prés tous la même fonctionnalité : en fonction des lettres déjà frappées et des mots contenus dans une base de données intégrée au logiciel, le programme prédit et affiche à l'écran les lettres manquantes sans que l'utilisateur ait à les frapper. Une étude menée par le KTH [5] a montré l'inefficacité de ce genre de méthode pour augmenter la vitesse de saisie du texte au clavier, et donc permettre aux personnes handicapées de communiquer en temps réel.

Abréviations

Pour augmenter la vitesse de saisie d'un texte au clavier, et ainsi utiliser le synthétiseur vocal en temps réel, le projet W utilise la technique d'abréviation [6] de mots ou de groupes de lettres les plus couramment utilisés. Les contractions de mots sont tirées de l'abrégé Braille grade II.

Ce langage est utilisé depuis plusieurs décennies par les personnes aveugles pour lire et écrire rapidement des textes au clavier. Il a donc déjà fait ses preuves en ce qui concerne la réduction du temps de saisie d'un texte. Le tableau (tab 1.1) ci-dessous présente un exemple de différentes abréviations pour que l'utilisateur puisse avoir une idée de la simplicité des contractions.

Mot	Abréviation	Groupe de Lettres	Abréviation
Affaire	Aff	si (**mot isolé**)	*
boulevard	bd	in (**dans un mot**)	*
certes	c(	fr (**dans un mot**)	â
enquête	?q	ation (**fin de mot**)	â
guère	gè	tt (**entre 2 voyelles**)	w
idéal	idl	gl(**devant une voyelle**)	>
idéalement	idlm	em(**devant une consonne**)	>

Tab 1.1 Exemples d'abréviation

On constate que la plupart des abréviations sont assez logiques et faciles à apprendre. Il existe par ailleurs des méthodes d'apprentissage progressives de l'abrégé, comme par exemple [8], dont nous nous sommes inspirés pour construire la base de données des abréviations en Français. Il est par ailleurs possible de créer soi même ses propres abréviations et de les ajouter

à la bases de données du logiciel W. Ceci permet aux personnes handicapées d'adapter le logiciel à leurs besoins.

Combinaison W / Euler

Le fait de combiner la méthode d'abréviation issue du projet W et le synthétiseur générique multilingue Euler fournit à la personne handicapée un outil de parole de haute qualité. Une interface graphique simple a été implémentée pour faciliter l'accès de la personne handicapée à la parole. Elle est constituée de deux fenêtres, la première permettant l'écriture du texte abrégé, tandis que la seconde est utilisée par le logiciel pour la transcription du texte abrégé en texte non abrégé, et ceci en temps réel. A la fin de l'écriture de chaque mot, le synthétiseur vocal effectue la lecture de ce mot en temps réel. D'autres fonctions du logiciel permettent entre autres d'effectuer la synthèse d'un texte entier (abrégé ou pas), ou de modifier les abréviations prédéfinies, par exemple.

Une seconde version du logiciel W est en cours d'implémentation. En fonction des lettres tapées, W fait une recherche dans sa base de données et suggérera la désabréviation la plus probable (dans une petite fenêtre qui apparaitra automatiquement). Cette désabréviation pourra être selectionnée ou ignorée. Cette nouvelle version aura l'avantage d'être intéractive avec n'importe quelle fenêtre de texte de Windows, et notament avec la fenêtre de texte du logiciel Euler. Euler se chargera alors de la synthèse vocale des mots, au fur et à mesure qu'ils seront tapés.

D'autre part, étant donnés que tous les modules de W et de EULER sont génériques, multi-plate-formes (Windows / Unix / Macintosh) et gratuits, le logiciel mis à disposition pourrait ainsi toucher le maximum de personnes handicapées. Tous les outils pour le développement de nouveaux modules de Euler et W sont disponibles à l'adresse http://tcts.fpms.ac.be/synthesis/.

PARTICIPATONS AU PROJET

La participation externe au projet W peut être de deux types: en temps qu'utilisateur ou développeur.

Le logiciel présenté ci-dessus est disponible gratuitement pour un usage non militaire et non commercial (suivant les termes d'un accord de licence accompagnant le programme). Nous demandons à ses utilisateurs de nous envoyer leurs commentaires sur sa facilité d'utilisation, afin d'améliorer l'interface et d'évaluer la méthode d'abréviation choisie.

Toutes les sources sont également téléchargeables depuis notre site Internet, ceci pour permettre à des développeurs extérieurs de mettre au point d'autres langues (au niveau de la synthèse vocale proprement dite ou de l'abréviation), de faire le portage des différents modules sur d'autres plate-formes ou de développer d'autres applications pour l'aide aux personnes handicapées.

BIBLIOGRAPHIE

1. Groupe de Synthèse de la FPMS (Faculté Polytechnique de Mons) " adresse internet http://tcts.fpms.ac.be/synthesis "
2. Projet EULER " adresse internet http://tcts.fpms.ac.be/synthesis/euler/home.html "
3. Projet MBROLA " adresse internet http://tcts.fpms.ac.be/synthesis/mbrola "
4. Projet W " adresse internet " http://tcts.fpms.ac.be/synthesis/w "
5. Magnusson, Tina *Evaluation of Predict*, Quaterly Progress Scientific Report / KTH Department of Speech, Music and Hearing/ 1994
6. Tounsi, N. *Mise au point d'un système d'aide aux handicapées de la parole utilisant un interpréteur de braille abrégé*, Travail de fin d'études, Faculté Polytechnique de Mons, 1998
7. Dutoit, T. and Pagel, V. *Le projet MBROLA : vers un ensemble de synthétiseurs vocaux disponibles gratuitement pour utilisation non-commerciale.* Actes des Journées d'Etudes sur la parole, Avignon, 1996, pp. 441-444.
8. Kommer, E., "La méthode d'abrégé braille en noir" d'Evelyne Kommer, disponible auprès de l'association Valentin Hauy, à Paris.
9. Projet MULTEXT " adresse internet http://www.lpl.univ-aix.fr/projects/multext "
10. Projet FESTIVAL " adresse internet http://www.cstr.ed.ac.uk/projects/festival "
11. Bagein M., *Elaboration d'une plate-forme de recherche de synthétiseurs génériques multilingues de parole à partir du texte,* RJC Parole, Avignon, 1999
12. Dutoit, T., et Al. *EULER : an Open, Generic, Multilingual, and Multiplatform Text-To-Speech System*, LREC2000 (à paraître)

Etude et réalisation d'un appareil adapté : Le téléphone SMARTIX.

Alain SCAVINER

CRF KERPAPE

BP78 56275 PLOEMEUR CEDEX

Alain.scaviner@wanadoo.fr

RESUME

La mise en œuvre d'un appareil adapté pour les personnes handicapées ne se contente pas de difficultés techniques. On rencontre dans des études de ce type des problèmes tout autres, apparemment beaucoup plus simples à résoudre et qui pourtant ne trouvent pas toujours de solution. Le téléphone SMARTIX en est un exemple flagrant.

MOTS CLES : Téléphone adapté, téléphone mains libres, aide à la télécommunication.

CIRTEL

La première idée de cet appareil a pris corps au laboratoire biomédical du centre de Kerpape. Il s'agissait d'un petit boîtier baptisé CIRTEL qui s'insérait en série dans la ligne téléphonique et rendait un téléphone bas de gamme (de type soprano ou alto) mains libres à télécommande infra rouge.

L'évaluation de cette première étude a montré qu'il ne suffisait pas d'une simple adaptation d'un poste existant mais qu'intégrer de nouvelles fonctions liées à l'environnement était plus que nécessaire. Ce choix assure d'autre part une certaine pérennité et un produit homogène car ne dépendant d'aucun autre fabricant.

SMARTIX

Ce projet est l'aboutissement d'une collaboration très étroite entre le centre de Kerpape et les ateliers centraux de France Télécom. Il correspond à un besoin exprimé par les personnes handicapées et intègre les modifications nécessaires aux nouvelles normes téléphoniques.

ENQUETE SUR LES BESOINS DES PERSONNES HANDICAPEES

L'expérience de la première étude nous a incités à faire une enquête au niveau national pour tenter de cerner au plus près le cahier des charges du projet.

Simulateur

Parallèlement un simulateur a été développé permettant de confirmer l'ergonomie des menus et la pertinence des fonctions choisies. Cette représentation virtuelle donne une vision simple du fonctionnement et a également servi de modèle pour l'apprentissage de l'utilisation de l'appareil.

EVALUATION

Un premier prototype a été réalisé et évalué par des personnes handicapées en centre et à domicile. Ceci nous a permis d'affiner nos choix fonctionnels ; par exemple : Nous avions prévu d'intégrer au téléphone un contrôle d'environnement pour télécommander divers appareils électriques par courant porteur sur le secteur 220V. Cette fonction a été supprimée pour des raisons de simplicité, de coût, et parce que nous avons jugé inutile de refaire ce qui existait déjà. Par contre, d'autres choix comme la carte à puce, la compatibilité avec des télécommandes infra rouge universelles, les fonctions automatiques ont été retenus.

REALISATION TECHNIQUE.

Lors de l'étude technique définitive de SMARTIX nous avons toujours eu à l'idée deux contraintes : le coût et la qualité. Des solutions techniques innovantes ont été trouvées bien que n'utilisant que des composants classiques en téléphonie. L'utilisation du bus I2C en interne nous a permis de réduire les coûts de développement dans des proportions non négligeables. Des composants de surface ont été choisis pour diminuer les coûts de fabrication tout en assurant la qualité et la fiabilité de l'ensemble.

Le prototype a ensuite subi les tests relatifs à la compatibilité électromagnétique, à l'isolation, à la sécurité de l'utilisateur, ainsi que les tests de téléphonie et d'acoustique nécessaire à l'obtention de l'agrément délivré par l'autorité de régulation des télécommunications (ART).

Certaines fonctions spécifiques aux personnes handicapées comme le décroché automatique n'étaient pas prévues dans les normes d'agrément, nous avons donc du convaincre la commission de la nécessité de cette fonction.

A cette époque, une présérie a été réalisée sous la forme actuelle et mise à disposition de personnes handicapées.

Enfin, l'industrialisation a pu commencer et une première série d'appareils a été fabriquée.

DIFFUSION

Sont apparus alors d'autres problèmes liés à la diffusion de SMARTIX. Nous avons fait une demande de TVA réduite car nous estimons qu'un appareil développé spécifiquement pour des personnes handicapées devrait en bénéficier. Cette demande nous a été refusée avec comme justification le fait que le mot téléphone ne figure pas dans la liste officielle de l'article 30-0B de l'annexe IV du code général des impôts. Cette liste comporte entre autre : Commandes adaptées pour le contrôle de l'environnement et de la communication, cartes électroniques et logiciels spécifiques de communication claviers spéciaux pour ordinateurs et machines à écrire mais évidemment pas le mot téléphone. Tous nos courriers se sont heurtés au refus des autorités de prendre en compte ces modifications. Il faut bien comprendre qu'une réponse de l'administration ne met pas moins de six mois pour nous donner une réponse négative. On a vraiment l'impression que l'on cherche à détruire toute innovation pouvant être bénéfique pour les personnes handicapées.

La publicité : Je n'ai pas encore bien compris pourquoi SMARTIX ne pouvait pas figurer dans le catalogue "Arc-en-ciel" mais il y a certainement une explication que je ne vais pas tarder à recevoir.

La publicité encore : Lors du Téléton 98, une plage de deux minutes pour une démonstration nous aurait éventuellement été accordée si il y avait eu un trou vers 4h10 du matin. Il est vrai qu'un téléphone bien qu'étant un des appareils domestiques les plus courant n'a rien de grandiose ni d'inutile pour les personnes handicapées. On comprend, bien évidemment qu'il soit difficile de promouvoir un appareil utile si il n'a pas un côté médiatique prononcé.

Les revendeurs qui prennent une marge confortable sur le prix de l'appareil. Cette marge se justifie par l'assistance à la mise en service communément appelé service à l'utilisateur. C'est certainement fondé à partir du moment ou le revendeur demande une formation pour lui permettre d'assurer véritablement ce service. Je dois déplorer après avoir fait plusieurs propositions de n'avoir eu jusqu'ici aucune demande en ce domaine.

COUTS DE DEVELOPPEMENT.

J'aimerai rappeler que ce projet a demandé deux années de développement, soit un ingénieur de France Télécom affecté en quasi-temps plein sur cette étude. Je n'ai jamais personnellement compté mon temps. On doit ajouter le prix des tests, les coûts composants électroniques et mécaniques, les coûts commerciaux.

PRODUIT FINAL, CONCLUSION

L'appareil auquel nous sommes arrivés est actuellement terminé. Il donne entière satisfaction aux utilisateurs. Quelques développements annexes ont vu le jour particulièrement les télécommandes.

A l'heure actuelle, la diffusion de SMARTIX n'est pas à la mesure de ce que l'enquête avait donné (seulement environ à 10%). On ne peut que s'étonner de ce résultat car les grilles du questionnaire ont quand même été remplies par des médecins, ergothérapeutes, personnes handicapées… tous des gens sérieux. Les situations des personnes auraient-elles tant évoluées en deux ans ? En tout cas vous comprendrez les scrupules que je pourrais avoir à l'avenir pour contacter un industriel et l'intéresser à un tel projet au vu des résultats que nous avons obtenus lors de la diffusion. C'est un peu dommage et ça m'incite un peu à poser une question de fond : Tout le monde sait que les aides techniques pour personnes handicapées ne peuvent que très difficilement être un marché pouvant intéresser les industriels. A partir du moment où il y a des démarches volontaires et des projets pertinents qui se mettent en place quels moyens doit-on mettre en œuvre pour les faire aboutir ?

DESCRIPTION DE SMARTIX.

SMARTIX se compose de deux boîtiers :

Le pupitre de commande comporte un afficheur rétroéclairé et quatre touches interactives dont la fonction évolue relativement au texte affiché. Les forces d'activation de ces touches ont été choisies inférieures à 100g. pour les rendre utilisables par des personnes handicapées ayant des possibilités musculaires réduites. Elles sont munies d'un guide pour faciliter l'utilisation d'un stylet ou licorne. Ce pupitre comprend également le récepteur infra rouge pour la télécommande et le microphone haute sensibilité.

L'unité centrale assure les fonctions téléphoniques, la gestion des répertoires et les fonctions automatiques. Ce boîtier est relié au secteur 220V par l'intermédiaire d'un bloc prise d'alimentation et à la ligne téléphonique par un câble à prise gigogne (permet le branchement d'un poste supplémentaire, répondeur, télécopieur). Il comprend un connecteur informatique, une prise entrée-sortie, un haut-parleur et une prise casque pour la confidentialité des communications. Le lecteur de carte à puce et les diodes d'émission infra rouge et de visualisation du fonctionnement sont situées sur la face avant. Ces

deux boîtiers sont reliés par un câble, cela permet de placer le pupitre de commande au plus près de l'utilisateur.

L'appareil ne comporte pas de combiné. Il peut être commandé soit directement à partir du pupitre, soit par un contacteur monotouche, soit par un contrôle d'environnement ou une télécommande infra rouge à apprentissage. Pour réaliser l'apprentissage de la télécommande, SMARTIX devient alors émetteur infra rouge.

SMARTIX offre une grande autonomie de fonctionnement en réception et émission d'appel : Programmé en automatique, il peut décrocher sur un appel entrant et raccrocher en fin de communication sans intervention. Si le décroché automatique n'est pas programmé, n'importe quelle touche provoque le décroché lors d'un appel.

Une monocommande (contacteur ou émetteur infra rouge) peut activer SMARTIX. Selon l'action programmée, elle permet :

- D'émettre le numéro d'une personne à appeler en priorité.
- De déclencher vers une tierce personne un signal (sonnette, voyant) ;
- De faire défiler et de composer les numéros en mémoire (maximum 32) ;
- D'envoyer un radio-message (Tatoo, alphapage) ;
- De raccrocher en fin de communication.

La composition d'un numéro est facilitée par le répertoire et l'accès direct à 8 mémoires par l'intermédiaire de la télécommande infra rouge. Des fonctions comme le préfixe permet une économie de frappe en composition. Par exemple pour composer un numéro dans le Morbihan à partir d'un réseau privé il faut composer au préalable le 0 pour sortir puis le 02 pour être dans l'Ouest de la France puis le 97 pour le Morbihan. Ces 5 chiffres peuvent être placés dans le préfixe pour n'avoir q'une frappe a effectuer. On peut également utiliser cette fonction pour programmer un code d'accès au réseau d'une chambre d'hôpital.

La composition peut également être faite directement par la télécommande ou les chiffres de 0 à 9 sont programmés.

Le répertoire téléphonique et les diverses fonctions automatiques peuvent être programmées très facilement par un ordinateur PC et nous fournissons le logiciel prévu à cet effet. Cette particularité permet de laisser SMARTIX à poste fixe dans une chambre et de ne fournir au patient entrant qu'une carte à puce à introduire dans l'appareil. Cette carte à puce est programmée à partir d'un SMARTIX désigné à cet effet.

Il est possible d'assurer la confidentialité de la communication en connectant un casque de type "walkman" à l'unité centrale.

Tous les réglages (Décroché, raccroché, volume sonore …) sont accessibles à l'utilisateur soit par le clavier, soit par la télécommande.

Malgré toutes les difficultés que nous avons rencontrées lors de l'étude, nous espérons que cet appareil pourra satisfaire un maximum de personnes handicapées.

Session II - I

Interfaces Homme - Machine

Un nouveau type de commande « non-manuelle » pour fauteuils roulants électriques

Frédéric PRIEUR

Institut des Sciences de l'Ingénieur de Montpellier
CC 419, Place E. Bataillon
34095 Montpellier Cedex 05
Email : prieur@isim.univ-montp2.fr
Web : http://www.isim.univ-montp2.fr/

Christophe Bordet

Handicap International – Centre Icom'
17, Boulevard Chambaud de la Bruyère
69007 Lyon
Email : cbordet@handicap-icom.asso.fr
Web : http://www.handicap-icom.asso.fr

RESUME
Ce travail concerne les aides techniques destinées à la déambulation autonome, en fauteuils roulants électriques, de personnes souffrant d'un handicap lourd les privant de l'usage des mains et des bras pour la commande de leur fauteuil. Après une introduction présentant le contexte du travail, nous proposons une typologie du handicap s'appuyant sur les fonctionnalités rémanentes exploitables du grand handicapé. Nous proposons un tour d'horizon des dispositifs déjà existants sur le marché en considérant leur bonne adaptation à tel ou tel type de handicap. Nous décrivons ensuite le nouveau principe de commande proposé ainsi que les modes de contrôle « bas-niveau » utilisés dans la génération de mouvements du fauteuil. Pour valider notre approche, nous relatons l'expérimentation faite du système au Centre ICOM' de Handicap International sur un adhérent, grand myopathe, en situation de dépendance totale depuis près de deux ans.

MOTS CLES : Fauteuils roulants électriques, commande, joystick, tétraplégie, myopathie.

INTRODUCTION
Sur la proposition du Docteur Roques du Centre de Réadaptation Fonctionnelle (C.R.F.) de Lamalou-Les-Bains accueillant de jeunes handicapés moteurs IMC (Infirmes Moteurs Cérébraux) et myopathes, un projet d'ingénieur, portant sur le thème de la « commande non-manuelle de fauteuils électriques », à été initié à l'ISIM au début de l'année 1998 [3]. Il s'appuyait sur le constat du peu d'évolution observée dans le domaine de la commande électrique de fauteuils depuis l'avènement des commandes à joysticks et assimilées, il y a de cela plusieurs dizaines d'années. La prise en charge réduite voire nulle au titre du Tarif Interprofessionnel des Prestations Sanitaires (TIPS) demeure en effet un frein puissant à la modernisation et au transfert des nouvelles technologies au service des personnes handicapées [2]. L'objet de ce travail consistait à recenser les solutions commerciales proposées à ce jour et à en imaginer d'autres basées sur l'exploitation de capteurs et moyens de contrôle modernes. Un coût de revient faible, susceptible de rendre le système commercialisable dans un futur proche, constituait la première contrainte du cahier des charges. Une seconde contrainte, non moins importante, était de réaliser un système suffisamment « générique » et susceptible d'être aisément reconfigurable pour s'adapter à des pathologies variées, et ce, jusqu'à un stade avancé du handicap. C'est l'un de ces dispositifs que nous nous proposons de décrire dans cet article.

TYPOLOGIE DES HANDICAPS MOTEURS
Nous utiliserons ici une typologie reposant non pas sur une cause ou un niveau d'atteinte (musculaire, cérébral, osseux…) mais plutôt sur les facultés motrices rémanentes du handicapé.

Cette vision du problème est celle, pragmatique, de l'ingénieur considérant le cahier des charges qui lui est soumis : quels sont les moyens d'interactions pouvant être mis en œuvre entre l'opérateur et le système à commander ? Quelle est la nature du mouvement à exploiter ? est-il proportionnel ou bien « tout-ou-rien » ? quelle est son amplitude ?…

Les mouvements « intéressants » sont ceux susceptibles d'être exploités dans la commande de systèmes par le biais de capteurs ou dispositifs externes.

Ces mouvements se doivent avant tout d'être volontaires et reproductibles.

Parmi les sites anatomiques les plus intéressants et les plus tardivement valides dans la progression du handicap, nous avons choisi de considérer le mouvement de la tête qui, avec celui du regard, reste possible même à un stade avancé de la maladie.

Au-delà du site anatomique à proprement parler (tronc, tête, yeux, bouche…), il sera également nécessaire de

considérer l'aptitude du handicapé à contrôler – au sens de l'automaticien - son mouvement.

Considérons deux des principales familles de handicaps moteurs : les myopathes et les infirmes moteurs cérébraux.

La myopathie est une maladie évolutive qui voit décroître progressivement la force musculaire contractile de certains muscles et, par voie de conséquence l'amplitude des mouvements associés. Les mouvements restent ici contrôlables lorsqu'ils sont encore possibles. Dans le cas des IMC, la puissance musculaire reste quasi intègre mais d'importantes perturbations de la motricité volontaire existent. Ces troubles induisent généralement des raideurs et des spasmes moteurs ou encore des anomalies de la posture et du mouvement intentionnel exagérées lors du mouvement volontaire et des états émotionnels (cas des athétosiques).

Pour faire un parallèle rapide avec des notions bien connues de l'automaticien, les axes moteurs sont précis mais peu efficients dans le premier cas, ils sont puissants mais fortement instables dans le second. Il se dégage que ces deux pathologies sont très différentes et ne trouveront que difficilement des réponses communes.

Nous nous intéresserons plus particulièrement dans ce travail à la catégorie de handicapés disposant encore d'un mouvement de tête contrôlable, d'amplitude pouvant être très réduite, de force et de rapidité musculaire pouvant être très faible, se limitant éventuellement au simple port quasi-statique de tête.

ETAT DE L'ART

En matière de commande « non-manuelle » de fauteuils roulants électriques, peu de solutions techniques existent sur le marché. On peut distinguer deux grandes familles de commandes :

- Les commandes à la tête ;
- Les autres commandes.

A/ Commandes à La Tête

Généralement proportionnelles et basées sur une adaptation mécanique d'un joystick, ce sont les plus courantes. On recense les variantes suivantes :

Commande à « licorne frontale ».

La commande «à licorne frontale» est constituée d'une tige rigide courbe solidarisée à la tête du patient à l'aide d'un casque sanglé et lui permettant d'actionner un joystick équipé d'une cupule de centrage.

Commande « à mentonnière ».

Fréquemment rencontrée, cette commande est constituée d'un joystick à coupelle placé sous le menton du patient et lui permettant par mouvement de tête, mâchoire ou tronc, de conduire son fauteuil.

Commande « à l'appui-tête ».

Dans ce type de commande, le joystick est intégré dans l'articulation de l'appui-tête du fauteuil. La tête du patient, mécaniquement solidarisée à l'appui-tête indique une direction à suivre au fauteuil. Cette commande, exigeante en force et amplitude de mouvement, est contraignante et invalidante dans son port.

Commande par boutons poussoirs.

L'appui-tête, équipé de boutons-poussoirs spécifiques, peut permettre une commande sommaire du fauteuil en mode tout-ou-rien. Encombrants et peu souples, ces systèmes ne sont exploitables que lorsqu'un contrôle de tête fiable et puissant existe.

Les adaptations « licorne » et « mentonnière » ont l'avantage d'être robustes mécaniquement et assez bien adaptées aux cas des IMC athétosiques. En effet, toute crispation violente entraînera immanquablement la perte de prise entre la licorne (le menton) et le joystick provoquant ainsi l'arrêt immédiat du fauteuil. C'est une sécurisation passive très efficace du dispositif. La commande « à l'appui-tête » est au contraire proscrite pour les IMC en raison des anomalies de contrôle de la posture (dystonie) ainsi que des risques de crispation du mouvement (dyskinésie) dont ils souffrent.

B/ Autres Commandes

Ces autres commandes sont généralement des systèmes proposant un pilotage en « tout-ou-rien »

Commande « au souffle ».

Elle utilise le souffle à l'expiration ou à l'inspiration à l'aide d'une tuyauterie buccale. Ce système, malheureusement très invasif, reste réservé aux handicapés ne souffrant pas de problèmes faciaux et/ou respiratoires sévères.

Commandes vocales et linguo-dentaires.

Ce type de commande est utilisé essentiellement dans le domaine de la domotique pour la commande en tout-ou-rien d'appareillages électroménagers. Des travaux ont été menés pour adapter ce type de commande au pilotage vocal d'un fauteuil électrique [4]. La fiabilité relative des systèmes de reconnaissance vocale ainsi que les risques de perturbations externes importants (bruit de fond) ont nécessité cependant des sécurisations redondantes basées sur l'utilisation d'un éventail de capteurs de collisions et d'obstacles. N'oublions pas, par ailleurs, qu'au degré d'atteinte qui nous préoccupe, les troubles du langage sont courants. Qu'ils soient périphériques (articulation phonatoire) ou centraux (aphasie) ils interdisent généralement toute exploitation de ce type de commande quel qu'en soit le contexte.

BILAN SUR L'EXISTANT

Il n'existe pas sur le marché, à notre connaissance, d'autres systèmes de commande permettant le pilotage autonome d'un fauteuil électrique. Les appareillages existants, on le voit, sont toujours invasifs et disgracieux et exigent généralement de la part de l'utilisateur une certaine force d'action et de maintien de la commande ou encore une amplitude de mouvement relativement importante. Les commandes vocales exigent des sécurisations redondantes complexes et coûteuses. Elles ne couvrent par ailleurs qu'une population réduite de handicapés. Il est à noter que, malgré la variété des commandes proposées, certaines catégories de handicapés ne disposent d'aucune offre commerciale adaptée à leurs capacités physiques.

OBJECTIF DU TRAVAIL

La segmentation des besoins constitue un frein puissant au développement des aides techniques. Dans la perspective d'une mise sur le marché d'un dispositif, il est fondamental de s'orienter vers une offre polyvalente, adaptable au plus grand nombre et facilement reconfigurable [1]. Ce dernier aspect est particulièrement important pour les personnes handicapées souffrant de maladies évolutives.

L'objectif de ce travail était donc de développer une nouvelle commande à la fois discrète dans son utilisation, sûre dans son exploitation, aussi polyvalente que possible afin de s'adapter à des pathologies variées et enfin, d'un coût de réalisation modeste (<1000 FF) dans une perspective de mise sur le marché future.

PRINCIPE DE LA COMMANDE PROPOSEE

Il repose sur l'emploi d'un pointeur laser de faible puissance (1mW) tels que ceux que l'on trouve aujourd'hui à moindre coût dans le commerce. Ce laser est utilisé pour pointer des zones photo-sensibles situées sur un pupitre de commande et permettant au pilote d'indiquer un cap à suivre (figure 1).

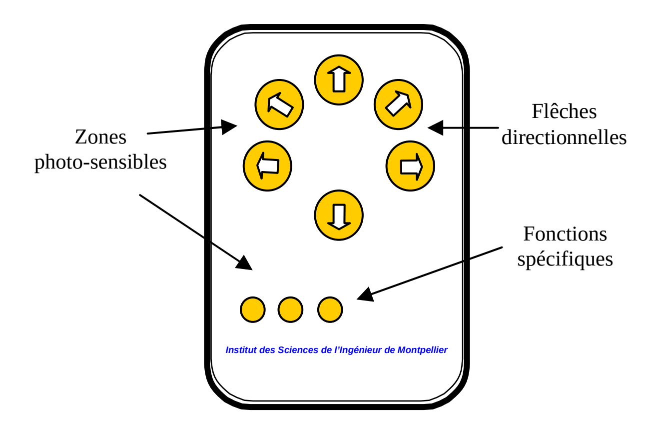


Figure 1: Physionomie de la face avant du pupitre de commande

Cette consigne de direction est interprétée par un micro-contrôleur qui générera les lois de commande spécifiques liées au mouvement. Ces consignes sont restituées aux variateurs de vitesse du fauteuil par le biais de deux CNA (convertisseurs numérique-analogique) de sortie. Il s'agit donc purement et simplement d'émuler électriquement le joystick équipant le fauteuil en le remplaçant par une électronique spécifique. Le synoptique de l'ensemble est représenté en figure 2.

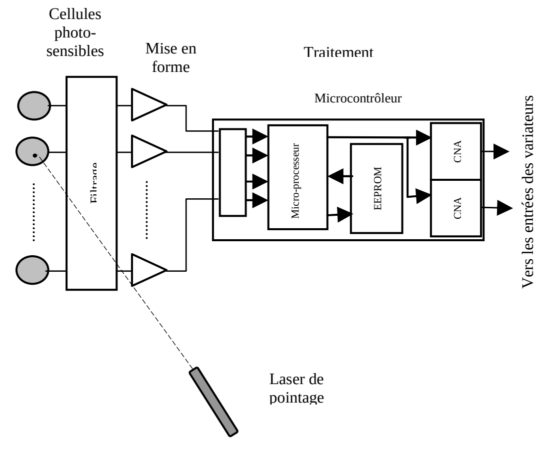


Figure 2: Synoptique du pupitre de commande

L'intérêt du pointage laser est multiple : son poids quasi-nul et son encombrement très réduit le rendent discret à porter et à utiliser ; l'effet de « bras de levier optique » induit par le port à la tête du pointeur permet d'obtenir une grande sensibilité de mouvement. Le maintien d'une position dans un champ donné n'exige ainsi qu'une énergie très faible, des mouvements de tête d'amplitude très réduite peuvent engendrer des déplacements appréciables du point d'impact. La contrepartie réside dans la nécessité pour l'utilisateur de disposer d'une bonne précision de contrôle statique du port de tête.

Sécurisation du dispositif

En l'absence de commande (faisceau absent) le système délivre les deux tensions de repos du joystick placé en position centrale (relâché) : le fauteuil est à l'arrêt. Ce système est donc à « sécurité passive » au même titre que le dispositif à licorne frontale déjà cité. Il est infiniment peu probable, en effet, que l'utilisateur se trouve bloqué dans son mouvement avec le faisceau pointant sur une zone photosensible. La mise en mouvement du fauteuil ne peut ainsi être qu'intentionnelle.

Immunisation de la Commande

Afin d'insensibiliser les zones photo-sensibles à l'éclairage ambiant, qu'il soit naturel ou artificiel, une

modulation-démodulation du faisceau laser a été prévue. Celle-ci permet de s'affranchir de toute perturbation extérieure ainsi que des phénomènes d'ombrage partiel du pupitre.

MISE EN ŒUVRE PRATIQUE

La mise en œuvre du dispositif sur un fauteuil électrique ordinaire ne demande que quelques dizaines de minutes. Elle consiste essentiellement, d'un point de vue logiciel à adapter les niveaux de fonctionnement liés aux tensions de repos, consignes minimale et maximale. D'un point de vue matériel, les sorties analogiques du dispositif viennent se substituer aux curseurs X et Y du joystick déjà en place.

Port du laser

Le laser peut être solidarisé à une armature de lunettes, à un bandeau, une oreillette, etc. Il est pré-orienté vers le bas de telle manière qu'un simple mouvement du regard permette de contrôler alternativement son environnement et le bon pointage du faisceau sur les cibles.

La puissance modeste du laser utilisé (<1mW) ainsi que la pré-orientation vers le sol du faisceau rendent son emploi sûr quel que soit l'environnement.

Double commande

Il était important de conserver la possibilité d'une commande au joystick du fauteuil. Ce mode de fonctionnement est en effet très utilisé par le personnel soignant pour déplacer la personne handicapée au sein d'un établissement de soins, lors des phases de transfert ou pour des manipulations diverses. Un inverseur multi-circuits permet ainsi de basculer instantanément du « mode joystick » au « mode pupitre » par simple substitution des voies d'entrées de consigne des variateurs. Ces entrées seront connectées, selon les cas, soit au joystick, soit à deux sorties CNA gérées par le microcontrôleur.

GENERATION DE MOUVEMENTS

Le problème majeur lié à l'utilisation d'un pointage laser est celui de la sensibilité très grande au bougé du manipulateur. Ce problème est d'autant plus délicat ici qu'il s'agit d'effectuer un pointage dynamique sur un fauteuil en mouvement et subissant en permanence des phases d'accélérations et de décélérations. Le premier remède à ce problème consiste à utiliser des zones photosensibles (cellules) de surface plus grande. N'oublions pas cependant que si le diamètre de la cellule augmente, celui du faisceau restant toujours identique à lui-même, la puissance relative *laser/éclairage ambiant* devient donc d'autant plus faible. Le filtrage nécessaire devient beaucoup plus délicat à réaliser. Par ailleurs, il n'existe pas sur le marché de capteurs de diamètre supérieur à 2 cm et la juxtaposition de plusieurs capteurs créerait des zones mortes intermédiaires gênantes… Il existe donc une limite technologique à l'extension de la surface sensible.

Une autre solution consiste à maîtriser les phases d'accélération et de décélération du fauteuil afin de réduire les risques de perte faisceau/cible. Nous avons opté pour une solution mixte utilisant des cellules d'un diamètre de 20 mm et une génération de mouvements spécifique.

Lois de commande

Par opposition à une commande de type « tout-ou-rien », l'implantation de lois de commande plus douces, au-delà du confort d'utilisation qu'elles apportent, sont ici indispensables pour réduire les risques de pertes de cible. Nous avons choisi d'implanter une loi de commande en vitesse de type trapèze pour sa simplicité de programmation et son efficacité dans le lissage de la consigne de vitesse. La commande se fait en boucle ouverte, l'asservissement de vitesse à proprement parler étant géré localement par les variateurs du fauteuil.

Interpolation des commandes

Afin de réduire les à-coups lors du passage d'une direction à une autre ou encore lors de la perte transitoire du faisceau, nous interpolons la loi de commande de façon continue entre la consigne au temps t et celle au temps $t+1$. Nous conservons ainsi une continuité de vitesse réduisant largement les risques de pertes de cible.

La figure 3 illustre cet aspect sur un cycle simple constitué d'une marche avant (**Av**), d'une rotation sur la gauche (**G**) et enfin d'une marche arrière (**Ar**).

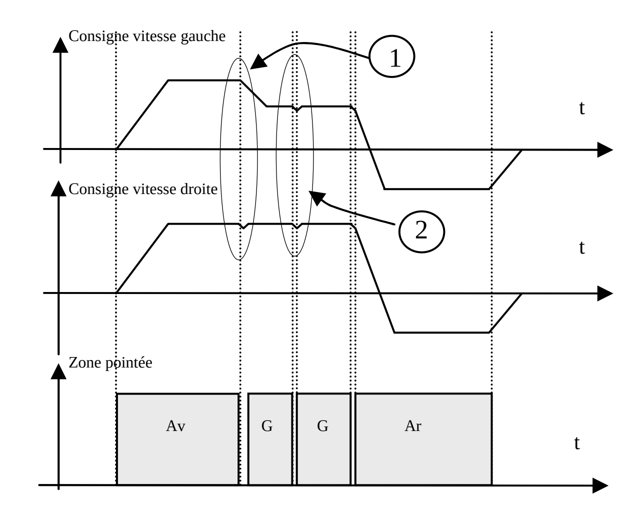


Figure 3*:* Exemple de cycle de commande avec interpolation en trapèze

On notera sur les chronogrammes de la figure 3 l'effet de perte de cible :

- volontaire sur la transition **Av**-**G** (changement de direction) ∧,
- involontaire sur la transition **G**-**G** (perte de cible passagère due à un bougé) ʎ.

Du fait de l'interpolation de la commande, la perte transitoire de la zone pointée est peu sensible dans la conduite du fauteuil sur terrain plat. Elle n'induit pas, en particulier, d'instabilité de type arrêt-départ-arrêt-départ pour peu que les accélérations soient adaptées à l'utilisateur.

Les trajectoires engendrées par cette commande sont continues et harmonieuses et se rapprochent, avec un peu de pratique, des mouvements générés par une commande purement proportionnelle.

Remarque : nous avons choisi de doubler la pente de décélération au passage d'un mode « avant » vers un mode « arrière » (transition **G**-**Ar**). Ceci permet d'avoir une possibilité de freinage plus rapide que dans le cas de l'interruption simple de commande (au-delà de la phase **Ar**).

ADAPTATION DE LA COMMANDE A L'UTILISATEUR

Les consignes de vitesses étant générées de façon logicielle, il est aisé d'adapter les caractéristiques du pupitre à l'utilisateur.

Ainsi, les pentes d'accélération et de décélération peuvent être adaptées aux capacités de réaction de l'utilisateur ainsi qu'à la raideur propre du couple pilote/fauteuil.

Certaines fonctions secondaires du pupitre peuvent par ailleurs être temporisées afin de « filtrer » d'éventuelles commandes involontaires.

EXPERIMENTATION DU PUPITRE

Ce pupitre de commande a été expérimenté sur le fauteuil roulant électrique d'un adhérent du centre Icom' de Handicap International, à Lyon. Ce patient, atteint de myopathie, n'avait depuis quelques années plus aucun moyen de commander son fauteuil en mode autonome.

Ayant conservé une partie de la mobilité de sa tête, cette dernière lui permet de porter le pointeur laser sur la branche de ses lunettes et ainsi de contrôler le faisceau sur le boîtier récepteur.

Les pentes d'accélération et décélération des lois de commande de son pupitre ont été adaptées à ses capacités de réaction propre. Il est à noter que dans son cas, la rigidité musculaire de l'ensemble tronc-nuque favorise une assez bonne capacité de pointage même lors des phases dynamiques. Grâce à ce système, il a retrouvé une autonomie totale de pilotage de son fauteuil à l'intérieur du centre Icom' ainsi que dans son foyer.

Pathologies cliniques concernées par ce type de commande

Même si une validation demeure bien sûr nécessaire au cas-par-cas, de nombreuses catégories de handicapés sont susceptibles de trouver un bénéfice dans l'utilisation de ce principe de commande. Parmi celles-ci, on peut citer :

- Les grands myopathes,
- Les maladies inflammatoires du système nerveux central, sclérose en plaque (à un état général avancé),
- Les affections dégénératives systémiques affectant le système nerveux central,
- Les syndromes extrapyramidaux et troubles de la motricité,
- Les maladies démyélinisantes du système nerveux central,
- Les paralysies cérébrales et autres syndromes paralytiques (tétraplégiques C4, pour lesquels la mobilité de la tête est conservée),
- Les affections épisodiques et paroxystiques et Infirmes moteur cérébraux dans certains cas,
- Les malformations congénitales et anomalies chromosomiques,
- Les amputés.

De façon générale, toutes les atteintes dans lesquelles une mobilité de la tête - même dégradée – subsiste sont potentiellement concernées.

CONCLUSION

Ce système de commande, actuellement en cours de développements complémentaires [5], pourra vraisemblablement faciliter l'autonomie de déplacement de personnes atteintes de pathologies variées. Il permet, par de faibles mouvements de tête, une commande pseudo-proportionelle du fauteuil tant en vitesse qu'en direction.

Il est à noter que certaines pathologies, parmi celles citées et pour un certain niveau d'atteinte, ne trouvent sur le marché de la commande spéciale d'autres réponses que celle proposée ici. Tel était le cas du patient sur lequel à été validé ce dispositif. Celui-ci a recouvré aujourd'hui une autonomie de déplacement perdue depuis longtemps faute de solution adaptée à son cas.

On peut par ailleurs envisager voir ce mode de pilotage remplacer, avantageusement dans la plupart des cas, les dispositifs classiques déjà cités (mentonnière, licorne…).

Le coût modeste de la réalisation, la bonne acceptation sociale du système en raison de sa discrétion de port et

d'utilisation, ouvrent des perspectives intéressantes en termes d'autonomie et de réinsertion de la personne lourdement handicapée.

BIBLIOGRAPHIE

1. André J.-M. *Acquisitions récentes en appareillages*. Journal de Réadaptation médicale. 1995-3 vol.15. Masson, pp136-137.

2. Coll. *Dossier Aides Techniques.* Réadaptation n°458 – 1999. AFM Editeur.

3. Garcia J.-C., Violes C. *Contrôle « non-manuel » de fauteuils roulants électriques pour handicapés lourds. Etat de l'art et réalisation de prototypes*. Rapport de Projet de Fin d'Etudes. Institut des Sciences de l'Ingénieur de Montpellier (ISIM) – Année universitaire 1998-1999.

4. Jéhenne G., Sarelot C., Moutet F., Ibanez J. *Développement et essais sur le terrain d'un fauteuil roulant électrique à commande vocale équipé d'un dispositif de sécurité.* Expériences en ergothérapie – neuvième édition Coll. Rencontres en médecine physique et réadaptation. 1996 N°2. Ed. Sauramps Médical, pp. 150-157.

5. Giroud C., Hulot S., Contrôle « non-manuel » d'environnement pour handicapés lourds. Pupitre mixte « d'émulation souris » et de pilotage d'un fauteuil roulant électrique. Rapport de Projet de Fin d'Etudes. Institut des Sciences de l'Ingénieur de Montpellier (ISIM) – Année universitaire 1999-2000.

Environnement Digital de Téléactions pour Handicapés : Adaptation automatique du temps de défilement aux caractéristiques et intentions de l'utilisateur

Pierre PINO
Laboratoire d'Automatique des Systèmes Coopératifs
Université de Metz
Ile du Saulcy ; BP 80794
F-57012 METZ Cedex 1
Tél : (33) 3 87 31 54 51
Email : pino@lasc.univ-metz.fr

Eric BRANGIER
Laboratoire de Psychologie
Université de Metz
Ile du Saulcy
F-57045 METZ Cedex 1
Tél : (33) 3 87 31 55 25
Email : brangier@zeus.univ-metz.fr

RESUME
Cet article présente une méthode d'adaptation automatique du temps de défilement des différentes actions proposées dans une interface homme/machine plus communément appelée « combinateur ». Le projet EDITH (Environnement Digital de Téléactions pour Handicapés), développé à l'université de Metz, a servi de support matériel pour définir cette méthode. C'est après l'évaluation clinique de EDITH avec un sujet atteint d'une Sclérose Latérale Amyotrophie, que nous avons vu qu'une optimisation de la gestion temporelle de l'action sur le capteur de commande permet d'améliorer la performance d'utilisation de ce type d'interface.

MOTS CLES : Interface homme/machine, Communicateur, Adaptation, Communication Améliorée et Augmentée, Handicap moteur.

INTRODUCTION
Un problème récurrent de l'utilisation par de grands handicapés de dispositifs techniques de communication est la variation de leur vigilance au cours d'une journée : leur tonicité mais aussi leur enthousiasme peut radicalement changer sur des périodes de temps relativement courtes. Qui plus est, la fluctuation de leur attention explique pour une grande part la rapidité ou la lenteur, l'efficacité ou l'inefficacité, et la satisfaction ou l'insatisfaction des intentions qu'ils ont en utilisant des aides techniques. Aussi, la qualité d'une aide technique sera-t-elle appréciée, pour une part, selon le critère de la tolérance du dispositif aux fluctuations de l'état général de l'utilisateur.

Pour ce qui nous concerne, l'objectif de cette communication est de réfléchir sur des modalités d'adaptation d'une téléthèse interactionnelle (EDITH : Environnement Digital de Téléaction pour Handicapés) à de telles variations. EDITH est une sorte d'interface de communication permettant à des personnes lourdement handicapées (aphasiques et tétraplégiques) de renouveler leur expérience de l'interaction en leur permettant d'agir sur leur environnement. Il s'agit en fait d'une sorte de communicateur multifonctionnel permettant de lire, d'écrire, de visionner la télévision, de contrôler un lecteur de compact disque et d'émettre des phrases pré-enregistrées et d'alerter le personnel soignant d'un problème.

Dans cette communication, le projet EDITH, nous sert de support matériel pour définir, d'une part, d'un point de vue automatique/informatique, une méthode d'analyse de la performance personne handicapée/machine pour l'évaluation, l'adaptation et l'apprentissage de ces aides techniques, et d'autre part, d'un point de vue psychologique, les contenus des interactions possibles, autrement dit, ce que l'utilisateur handicapé moteur peut faire en agissant avec une aide technique [5][7][3].

Dans une première partie, nous présenterons EDITH, puis à partir des résultats obtenus lors de la première évaluation clinique menée pendant 6 mois sur un sujet atteint de sclérose latérale amyotrophique, nous décrirons, en deuxième partie, l'implantation de l'adaptation automatique d'une composante importante pour ces types d'interface : la gestion du temps de défilement des différentes actions proposées.

EDITH
Démarche de conception d'EDITH
Concevoir un outil technique, c'est d'abord analyser une situation donnée afin de construire une application automatique qui modifie cette situation. Dans notre contexte, cette application vise à remplacer et à assister des opérations humaines. Le défi de la conception devient alors de construire les moyens d'un dialogue qui

soit aussi efficace que celui obtenu par le langage dans le domaine de ce que les gens font lorsqu'ils manipulent le langage, quand bien même ces gens ne disposent plus du langage [19]. Concevoir, c'est encore modifier les possibilités d'action des utilisateurs, les conduisant à développer des stratégies opératoires d'appropriation du nouvel outil. Dans ce sens, la conception renvoie à l'apprentissage de l'utilisation. Elle doit donc prévoir et intégrer la façon dont l'utilisateur va s'y prendre pour appréhender le fonctionnement de l'outil conçu [9].

La compréhension des privations subies par de grands handicapés moteurs nous amène à considérer que le confort représente à la fois la simplification des fonctions opératoires (comme par exemple allumer la télévision), et l'extériorisation des fonctions langagières liées à la possibilité d'exprimer ses émotions et de les partager avec ses proches.

Dans le contexte de perte générale des possibilités interactionnelles, l'objectif de notre démarche a été de concevoir une interface en favorisant :

- l'amélioration de la qualité des soins par la possibilité de faire verbaliser des requêtes de soins corporels ;
- le maintien de relations interpersonnelles ;
- le développement d'activités culturelles.

L'objectif de notre projet est donc de pallier la déficience interactionnelle progressive en concevant une sorte de « téléthèse » qui permet de développer les conforts fonctionnels et émotionnels de patient confronté à l'échéance de leur propre mort. Il s'agit d'une interface de communication, nommée EDITH , dont les principes de conception reposent sur la signification, la compréhension et la métaphorisation des actions [1][16].

DESCRIPTION

Edith - Environnement DIgital de Téléactions pour Handicapés - est un système d'interface de communication électronique permettant à des individus atteints de très lourds handicaps de continuer à communiquer avec leur environnement, alors que leurs ressources motrices et verbales sont totalement déficientes.

Sur le plan technique, Edith est composé, d'une part, d'un logiciel multimédia, adaptable et modulaire implanté sur un PC portable pour des raisons de commodité en milieu hospitalier et d'autre part d'un boîtier de contrôle d'environnement (figure 1). La liaison entre le PC et le boîtier de contrôle (carte micro-contrôleur Senic SX18) s'effectue par l'intermédiaire de la liaison série. Le boîtier de contrôle est équipé d'une télécommande universelle pour piloter la télévision. Il permet en plus de connecter jusqu'à 8 capteurs de commande tout ou rien et de gérer jusqu'à 8 sorties. Une des sorties est utilisée pour l'alarme (appel du personnel soignant). Edith se présente donc sous la forme d'une interface de communication entre un sujet et son environnement.

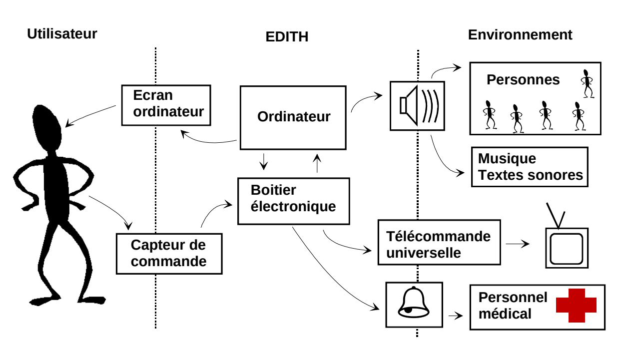


Figure 1 *:* Edith

Actuellement, l'application est conçue pour être utilisée avec un capteur de commande unique. Peu importe sa technologie de conception (contacteur, capteur de souffle, capteur emg, ….) [13][14], il doit simplement délivrer un ordre logique 0 ou 1. La désignation d'une action sur EDITH se fait comme dans la plupart des logiciels appelés « communicateurs ». Autrement dit, l'interface propose séquentiellement un défilement de choix d'actions et le sujet valide une alternative en cours de sélection. La sélection motrice d'une fonctionnalité est donc en grande partie exécutée par la machine, le sujet validant le choix courant. Edith gère le plan d'action, les erreurs et le déclenchement des fonctions.

L'utilisateur interagit avec un contacteur unique qui lui permet de commander une interface qui elle-même contrôle trois dimensions de l'environnement du malade (figure 2) :

- la gestion de soins ;
- les relations interpersonnelles ;
- des activités culturelles.



Figure 2 : Ecran principal d'EDITH

La gestion des requêtes de soin est effectuée par deux fonctions :

- L'appel du personnel soignant : possibilité d'avertir le personnel soignant d'un problème ou besoin particulier (sélection de la commande qui active un signal d'alarme (sonnette, voyant) ou le bouton d'appel présent à côté du lit). Un dispositif de surveillance du bon fonctionnement de l'application est présent et active l'appel en cas de pannes logiciels et/ou pannes matérielles.
- La sélection de phrases préenregistrées correspondant à des demandes de soins médicaux (figure 3). L'utilisateur doit en premier lieu sélectionner la position géographique du lieu des soins à appliquer en désignant celui-ci par un croisement ligne/colonne. Une série de phrases préenregistrées correspondant à la zone du corps demandée apparaît à l'écran sous forme matricielle. L'utilisateur n'a plus qu'à sélectionner via deux clicks la phrase souhaitée (par exemple : « pourriez-vous me passer de la pommade sur les épaules? »). Les phrases de soins sont en premier lieu des phrases de type action-état (« j'ai mal ici », « veuillez me masser ici »,…) qui sont toujours valables quelque soit la zone choisie, puis suivent les phrases spécifiques à la zone du corps sélectionnée telles que « Veuillez me mettre du Collyre ».)

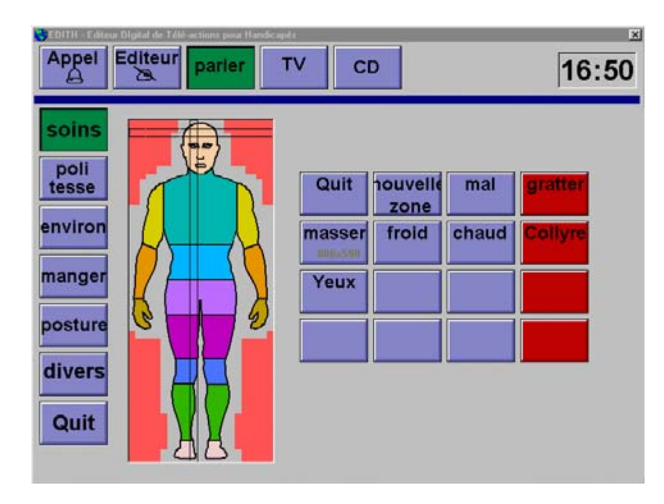


Figure 3 : Sélection de phrases de soins

Les relations interpersonnelles permettent à la personne d'interagir avec ses proches, sa famille, ses amis. Dans ce cas, Edith permet de contrôler deux fonctionnalités :

- La sélection de phrases préenregistrées correspondant à des formules de politesse, à un état émotionnel ou affectif (par exemple : : «Au revoir, à bientôt !» «vous m'énervez » «Je te fais une bise !»). La sélection se fait en premier lieu en choisissant parmi cinq types de phrases (politesse, environnement, manger, posture, divers) puis en sélectionnant une phrase parmi la matrice de phrases préenregistrées.
- La communication par écrit avec sa famille, ses amis et le personnel médical, avec l'aide d'un éditeur de sélection optimale des caractères et de complétude lexicale des mots (figure 4). Cette fonctionnalité complète et enrichit la communication verbale. Des tests seront réalisés utilisant les différentes méthodes qui existent pour accélérer la saisie de texte via un capteur unique de commande. Ils permettront d'approprier une méthode en fonction de la personne et de son handicap [11].

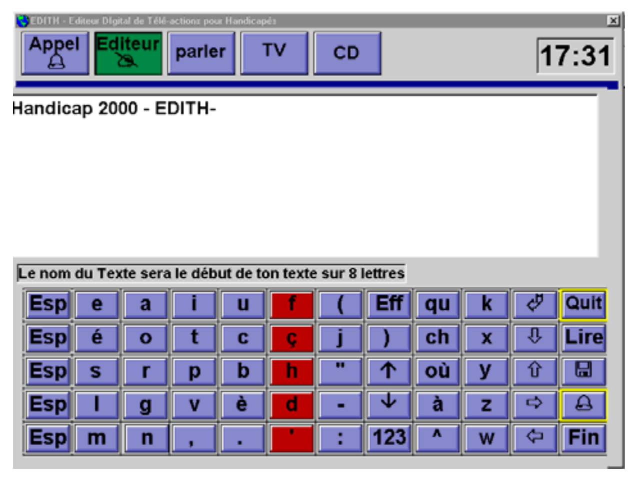


Figure 4 : Editeur de texte d'EDITH

Les activités culturelles sont appréhendées à travers trois fonctionnalités :

- La lecture de textes stockés sur le disque dur de l'ordinateur : trouver un texte, roman, ouvrage (figure 5). L'utilisateur a la possibilité de le lire, de passer à la page suivante ou précédente, d'utiliser un marque page pour laisser le texte à une position donnée et pouvoir y retourner.

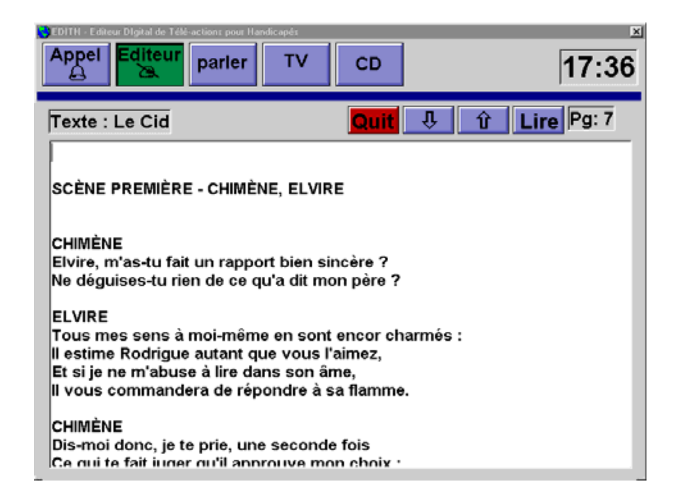


Figure 5 : Lecture de texte

- Le pilotage de la télévision (figure 6) : contrôle des commandes de base de la télévision (allumer, éteindre, changer de canal, volume) ;
- Le pilotage du compact disque et donc l'écoute de musique ou de textes sonores (figure 6).

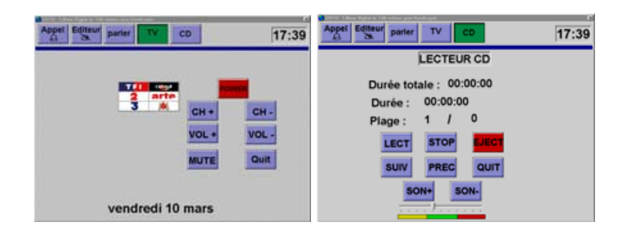


Figure 6 : Ecrans TV et CDROM

ADAPTATION AUTOMATIQUE DU TEMPS DE DEFILEMENT

Après avoir présenter Edith, nous allons maintenant aborder la question de la tolérance de l'utilisateur à un temps de défilement constant. Le problème abordé est donc de mettre au point une procédure permettant de corriger en continu (« on line ») le cycle du défilement de manière à maximiser de confort de sélection de l'utilisateur et à minimiser les erreurs de sélection.

Contexte de l'évaluation

Jacques, ingénieur biomédical, fut atteint d'une SLA à l'âge de 56 ans. Lors de son hospitalisation, la SLA était en phase très avancée puisque la paralysie touchait les quatre membres et allait atteindre la bouche et la gorge, entraînant des difficultés de parole et de déglutition. Jacques s'est très vite impliqué dans ce projet. Il a utilisé EDITH pendant plus de six mois. L'interface était placée à côté de son lit, à hauteur de ses yeux, un contacteur tout ou rien placé sous son avant-bras droit, à hauteur de la paume. Edith était utilisée 24 heures sur 24. Durant deux mois, nous avons enregistré, avec son l'accord, l'ensemble de ses modes opératoires (technique du monitoring). Ainsi, toutes les 30 minutes, un fichier journal comprenant à la fois la date (jour, heure, minute, seconde) et le nom de l'action effectuée, était enregistré par l'ordinateur.

Ces enregistrements permettent à la fois des analyses quantitatives des « modes opératoires » accomplis et des analyses qualitatives des textes écrits par le sujet [2].

Incohérence temporelle du défilement

L'analyse temporelle de fichiers journaux (hors période d'apprentissage du dispositif), nous a permis de faire ressortir une incohérence dans l'utilisation de EDITH : certaines validations d'actions proposées par l'application peuvent résulter d'une action trop tardive ou anticipée sur le capteur de commande [15]. Cela montre que la valeur du temps de défilement n'était bien adaptée aux capacités motrices du sujet lors de l'utilisation permanente de EDITH. En d'autres termes, il apparaissait que le sujet n'arrivait pas en permanence à synchroniser son temps de battement sur celui d'Edith, quand bien même le temps de défilement d'Edith était particulièrement lent.

Cette incohérence est apparue lorsque dans les fichiers journaux une succession d'actions contradictoires se suivaient.

Plus formellement, lorsque des actions sont séquentiellement sélectionnables pendant un temps de défilement $\mathbf{t_{déf}}$ (Figure 7). Jacques sélectionnait premièrement $\mathbf{l'action_i}$, attendait que le cycle de défilement arrive sur $\mathbf{l'action_{i-1}}$ et la sélectionnait à son tour. Ou bien, il sélectionnait premièrement $\mathbf{l'action_i}$, et juste après $\mathbf{l'action_{i+1}}$. Il est évident que l'analyse de l'incohérence n'est pas toujours valable à chaque type de cet ensemble de sélections, elle dépend du contexte des actions proposées par EDITH. La pertinence de leurs validités a été grandement confortée par des textes écrits par Jacques qui voulait pouvoir modifier son temps de défilements lui-même.

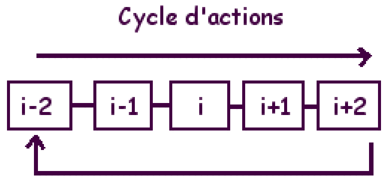


Figure 7 : Cycle de défilement des actions

Perspective d'une adaptation automatique

L'utilisateur doit attendre que le défilement séquentiel des actions permette que son action soit sélectionnable pour pouvoir la valider en utilisant son capteur de commande. En accord avec le modèle MHP [6] [8] qui décompose une action en trois temps : temps de perception, temps moteur et temps de cognition, l'incohérence résulte du fait, que pour une personne handicapée moteur, le temps moteur est non négligeable et décale dans le temps la réalisation de l'action voulue. Le chronogramme, ci-après, montre l'incohérence de validation. Par exemple, pour une action tardive, lorsque l'action voulue est sélectionnable, l'addition des trois types de temps, qui peut aller de 0.5s à 6 secondes en fonction du handicap fait en sorte que l'action sur le capteur de commande sera prise en compte lorsque l'action suivante sera validable. L'action réalisée ne sera pas celle voulue, entraînant une perte de temps, du stress…. En ce qui concerne l'action anticipée, la personne connaissant son temps moteur va déclencher son ordre sur le capteur de commande trop tôt et va

sélectionner l'action précédente, alors que le défilement séquentiel allait changer d'état (c'est-à-dire passer à l'action suivante) .

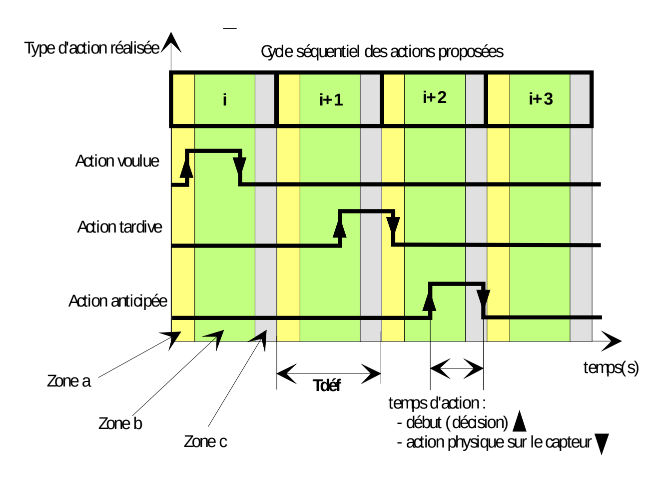


Figure 7 : Chronogramme temporel du cycle d'action sur EDITH montrant les différents types d'actions réalisées.

Nous voyons qu'au cours du temps de défilement $t_{déf}$ pendant lequel une action est sélectionnable, il existe trois zones **a**, **b**, **c**. la signification d'action souhaitée diffère selon que l'action du capteur de commande arrive dans l'une d'elle :

- Zone **a** : L'action voulue par la personne était l'action précédente. Le temps de défilement étant à priori trop rapide.
- Zone **b** : L'action voulue est l'action sélectionnée. Le temps de défilement est adapté.
- Zone **c** : L'action voulue par la personne était l'action suivante le temps de défilement étant à priori trop lent.

Une adaptation automatique du temps de défilement peut être alors envisagée en fonction du nombre de fois qu'une incohérence de validation est détectée. Nous pouvons corriger l'erreur de validation de manière transparente pour l'utilisateur en validant, d'une part, l'action souhaitée et non l'action demandée, et d'autre part, en corrigeant le temps de défilement qui doit être augmenté ou diminué suivant la zone **a** ou **c** choisie. Les tailles des zones sont en premier lieu calculées de façon empirique par rapport au temps de défilement $t_{déf}$. Il s'agit ainsi de corriger en direct les sélections du malade et de faire en quelque sorte un système « do what I mean », et ainsi de porter une attention particulière non pas sur l'action sélectionnée, mais les intentions probables de l'utilisateur. D'après l'analyse des fichiers journaux, la taille de la zone **a** devrait commencer à 10% du temps de défilement et elle serait de 5% pour la zone **c**. Actuellement, une recherche est en cours utilisant la logique floue pour faire varier en ligne les zones **a**,**b**,**c** et $t_{déf}$. Il est apparu qu'il y avait plus d'incohérences d'actions tardives surtout après avoir utiliser EDITH en continu En fait, nous nous sommes aperçus que les actions tardives ou anticipées dépendent beaucoup du type d'action en cours. Lors de l'écriture d'un texte par exemple, les incohérences sont plutôt anticipées. Cela vient du fait d'une grande concentration et d'une volonté d'aller plus vite que la machine pour écrire des textes. Il existe des méthodes d'accélération tant au niveau de la gestion du défilement (linéaire, matricielle : ligne/colonne ou colonne/ligne, dichotomiques, ….) [17][18] que de la prédiction de la fin des mots [4][10][12], mais elle ne tiennent pas compte d'une variation en ligne du temps de défilement.

CONCLUSION

Dans ce papier, nous avons présenté l'application EDITH qui permet actuellement à une personne handicapée moteur de pourvoir : appeler à l'aide, écrire et/ou lire des textes, parler en utilisant des phrases préenregistrées, contrôler la télévision et/ ou un lecteur de CD. Un des critères d'optimisation d'un système homme/machine pour personnes fortement handicapées moteurs passe par une recherche constante d'un rapport d'efficacité-rapidité/effort par rapport à la lourdeur de la tâche à accomplir (par exemple, l'écriture de textes, l'appel à un panel important de phrases préenregistrées…). C'est à partir d'une première évaluation clinique de l'utilisation de EDITH que nous avons développé une méthode d'adaptation en ligne du temps de défilement. Cette méthode est valable pour tous les types d'interfaces dites « communicateurs » où la personne n'a qu'un capteur de commande délivrant un ordre logique (0 ou 1). Elle est transparente à la méthode utilisée par rapport au type de cycle des actions proposées par l'application. Dans le cas de Jacques, nous n'avons pas eu le temps de valider cliniquement cette adaptation. Elle est en cours d'implantation dans la dernière version de EDITH en vue d'une évaluation clinique à grande échelle à laquelle vont participer plusieurs associations pour personnes handicapées.

REMERCIEMENTS

Nous tenons à remercier Jacques et à honorer sa mémoire. Pour son concours et sa confiance dans le travail qu'a représenté la conception, la mise au point et la première évaluation de EDITH.

BIBLIOGRAPHIE

1. Brangier E., Pino P. « Métaphores de l'action et conception d'une interface pour grands handicapés moteurs : de la description de la sclérose latérale amyotrophique à la conception d'une prothèse interactionnelle ». *IHM 97* , pp.119-126. Toulouse : Cépaduès-Edition.

2. Brangier E., Pino P. « La sclérose latérale amyotrophique : approche ergonomique d'une assistance technique à des malades en fin de vie » *Le travail humain*,tome63,n°2/2000, pp.171-190.

3. Brangier E., Pino P., Le Drezen, A., Lamaziere J., « Prothèse interactionnelle, Pallier les déficits interactionnels des handicapés lourds avec une interface de contrôle d'environnement », *Interface97,* pp.98-104. Paris : EC2.

4. Boissière, Ph., Dours, D., « VIPITI, Versatile Interpretation of Text Input by Person with Impairments, *5th International conference on computer for handicapped persons*, Linz july 1996, pp. 165-172.

5. Busnel, (1992) « La prescription de l'aide technique », *Journal de réadaptation*, n° 387, pp. 7-9.

6. Coutaz J.; « Interfaces homme-ordinateur : conception et réalisation »; *Dunod*, Paris, 1990.

7. Cremelie J., Noë B. "Mind Express"; *Assistive Technology on the Treshold of the New Millennium*, IOS Press, pp. 197-201, 1999.

8. Card S.K., Moran T. P., Newell A., «The Psychology of Human-Computer Interaction », *Hillsdale*, NJ (USA): Lawrence Erlbaum Associates, 1983.

9. S. Keates, PJ Clarkson, P. Robinson; «A design approach for accessibility»; Human-Computer Interaction, Lawrence Erlbaum Associates. vol 2, Bullinger and Ziegler eds., pp. 878-882; 1999.

10. Jamie Klund , Mark Novak «If Word Prediction Can Help, Which Program Do You Choose? » , *http://trace.wisc.edu/docs/word_pred_prog/ctg_wp.htm*

11. Heidi H. Koester, Simon P. Levine; «Modeling the Speed of Text Entry with a Word Prediction Interface», *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, vol. 2, no. 3, pp.177-187; 1994

12. H.H. Koester, S.P. Levine, « Simulations of User Performance with Word Prediction, » *Proc. 18th RESNA Conf.*, 1995.

13. Kubler, A., Kotchoubey, B., Hinterberger, T., Ghanayim, N., Perelmouter, J., Schauer, M., Fritsch, C., Taub, E., & Birbaumer, N., 1999. «The thought translation device : a neurophysiological approach to communication in total motor paralysis». *Experimental Brain research*, 124(2) : 223-232.

14. Holger Neumann, Rob van Geel; «Development of Scrip Talker»; *Assistive Technology on the Treshold of the New Millennium*; IOS Press, pp. 170-173, 1999.

15. Pino P., (1995) « Robot Mobile pour Handicapés Moteurs : Evaluation du système homme-machine », thèse de l'université de Metz.

16. Spérandio, J-C., (1996). «Apports de l'ergonomie à la conception et au choix des aides techniques pour personnes handicapées». *Performances humaines et techniques*, avril :38-43.

17. Richard C. Simpson, Heidi M. Horstmann; «Further Exploration of Adaptive one-switch row-column scanning for text entry»; *RESNA'98* pp. 257-268; 1998.

18. Tichon J., « Conception Assistée de Communicateurs pour Handicapés. Le problème de la transformation », Thèse de Doctorat – Université de Lille,1991

19. Winograd, T., & Florès, F. (1989). *L'intelligence artificielle en question*. Paris P.U.F.

Analyse temps-fréquence pour l'implant cochléaire

M. Paquier[1,2], J.C. Béra[1], C. Berger-Vachon[2]

[1] Laboratoire de Mécanique des Fluides et d'Acoustique CNRS UMR 5509
Ecole Centrale de Lyon, 36 av. Guy de Collongue, BP 163, 69131 Ecully Cedex
E.mail : Mathieu.Paquier@ec-lyon.fr

[2] Laboratoire Perception et Mécanismes Auditifs CNRS UPRESA 5020
Hôpital Edouard Herriot, Pavillon U, 3 place d'Arsonval, 69437 Lyon Cedex 03

RESUME

Les implantés cochléaires perçoivent difficilement les consonnes occlusives. L'analyse acoustique actuellement effectuée par les implants est la classique transformation de Fourier à fenêtre glissante. Notre étude envisage l'utilisation de la transformation en ondelettes, dont le compromis temps-fréquence semble intéressant pour l'analyse des événements rapides du langage. Nous présentons ici les résultats de tests en reconnaissance automatique d'occlusives isolées, analysées par chacune des deux méthodes. Celles-ci semblent fournir des résultats très voisins, la limitation du succès de l'analyse en ondelettes pouvant être due à l'inadaptation des systèmes classiques de reconnaissance automatique à une analyse multirésolution.

MOTS CLES : Implants cochléaires, ondelettes, reconnaissance automatique, consonnes occlusives.

INTRODUCTION

Les implants cochléaires sont utilisés pour la réhabilitation des surdités profondes bilatérales. Leur principe est d'exciter directement le nerf auditif par des impulsions électriques codées par une unité de traitement de l'environnement sonore. Une intervention chirurgicale permet de disposer des électrodes (classiquement entre dix et trente) régulièrement espacées dans la cochlée du patient, chaque électrode codant une bande spectrale du signal acoustique analysé. Les implants sont donc constitués d'une partie externe (microphone et unité de traitement) et d'une partie interne (électrodes). Les impulsions générées par l'unité de traitement sont transmises aux électrodes, à travers la peau, par modulation d'amplitude ou de fréquence selon les implants

Les performances réalisées par les implantés sont impressionnantes (parfois plus de 90% de reconnaissance pour des phrases simples [5] [1]). Cependant certains problèmes persistent : les implantés discriminent mal les événements acoustiques rapides, en particulier les occlusives et les successions directes de deux consonnes sont très difficilement perçues. La méthode actuelle d'analyse acoustique dans les implants est la classique transformation de Fourier à fenêtre glissante, glissante qui permet une représentation temps fréquence du signal. L'inconvénient de cette méthode est sa précision limitée, déterminée par la taille de la fenêtre d'analyse : identique pour toutes les fréquences, cette fenêtre doit être suffisamment grande pour contenir la totalité de l'information basse fréquence, mais les hautes fréquences, définies sur des intervalles plus courts, perdent alors leur localisation temporelle à l'intérieur de la fenêtre. Les consonnes occlusives, mal perçues par les implantés, sont courtes, et donc riches en hautes fréquences. La mauvaise compréhension de ces consonnes pourrait ainsi être due à l'analyse effectuée. Cette hypothèse nous a conduit à envisager l'utilisation de la transformation en ondelettes : analyse multirésolution, elle utilise des fenêtres compressibles (larges pour identifier les basses fréquences, plus courtes pour identifier les hautes fréquences tout en observant leur localisation temporelle).

Des recherches antérieures ont déjà montré l'intérêt de l'utilisation de la transformation en ondelettes en traitement de la parole [6] [7]. Notre étude concerne l'application de cette analyse à l'implant cochléaire. Pour cela nous avons procédé à des tests de reconnaissance automatique sur des occlusives que nous avons isolées, analysées avec la transformation de Fourier et la transformation en ondelettes, puis traitées spécifiquement pour l'usage sur implant.

EXTRACTION DES OCCLUSIVES

Pour chacune des six consonnes occlusives (/p/, /b/, /k/, /g/, /t/, /d/), 80 échantillons ont été enregistrés (échantillonnage : 16 kHz, quantification : 8 bits) dans une chambre anéchoïque par un unique locuteur. Les consonnes ont été prononcées dans une séquence /a/ c /a/ (où c désigne la consonne). Comme nous souhaitons observer la validité de l'analyse par ondelettes sur des consonnes, il est nécessaire d'"isoler" celles-ci (sinon les reconnaissances automatiques risquent d'être effectuées sur les voyelles, plus longues et plus énergétiques). Les occlusives sont décomposables en plusieurs événements acoustiques : un silence, éventuellement voisé (vibration des cordes vocales : 100 à 350 Hz),

une barre d'explosion (correspondant au relâchement de l'occlusion), et un bruit de friction (spectre assez proche de celui de la barre d'explosion). Ces événements mènent à la voyelle suivante, décrivant alors des transitions formantiques (évolution du spectre vers les pics fréquentiels caractérisant la voyelle). Calliope [3] et des tests psychoacoustiques supplémentaires que nous avons effectués [9] nous montrent que dans une séquence voyelle-occlusive-voyelle, l'information sur l'identité de la consonne est principalement placée au début de la seconde voyelle. Cette information dure entre 10 et 20 ms, elle nous renseigne sur la présence ou non de voisement, sur le spectre de la barre d'explosion, et sur les transitions formantiques (données suffisantes à l'identification de l'occlusive). Nous avons donc construit une procédure automatique qui extrait 32 ms de signal (cette marge devrait nous garantir la totalité de l'information) à l'intérieur des séquences.

METHODES D'ANALYSES

Analyse de Fourier

Nous avons réalisé des FFT à fenêtre glissante de 128 points, avec un recouvrement de 50% ou de 75% **(fig.1)**. L'information fréquentielle est observée entre 125 Hz et 7800 Hz (grossièrement la largeur de bande utilisée par les implants).

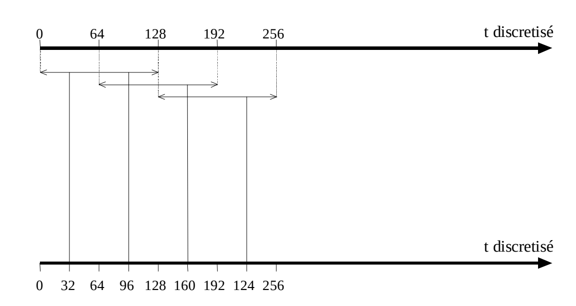


Fig. 1 : Déplacement de la fenêtre analysante pour un recouvrement de 50% : la fenêtre de 128 points glisse avec un pas de 64 points (50% de 128). L'information fréquentielle de chaque fenêtre analysante est placée dans une fenêtre de stockage de 64 points, centrée au milieu de la fenêtre analysante

Analyse par ondelettes

Nous avons utilisé l'ondelette de Morlet car les gaussiennes possèdent un compromis temps-fréquence intéressant pour l'analyse de la parole [4] :

Ondelette de Morlet réelle :

$$\psi(x) = e^{-\frac{x^2}{2}} \cos 5x$$

où x représente le temps "adimentionnalisé" par la fréquence d'échantillonnage.

Cette ondelette, dilatée et translatée, permet de calculer les coefficients $C_{a,b}$ représentant la décomposition d'une fonction $f(t)$ sur la famille d'ondelettes $\psi_{a,b}(t)$:

$$C_{a,b} = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t) \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt$$

Le facteur d'échelle a est inversement proportionnel à la fréquence et le facteur b est assimilable au temps.

Nous avons utilisé la transformation en ondelettes disponible dans la Wavelet Toolbox de Matlab [8].

Pas fréquentiel : Le signal est analysé par des ondelettes dont la fréquence centrale varie de 125 Hz à 7800 Hz. Deux progressions "fréquentielles" ont été utilisées :

- Progression en tiers d'octave : $a=(2^{1/3})^n$.
- Progression linéaire : pas de 125Hz.

Pas temporel : Le facteur b est incrémenté quasi-continûment (le pas est la distance entre deux points échantillonnés, soit 62,5 µs pour f_e=16000 Hz).

La figure 2 représente le signal acoustique d'un /b/ isolé (32 ms sont conservées : fin de l'espace inter-voyelles et début du second /a/), ainsi que sa représentation temps-échelle (transformée en ondelette) et sa représentation temps-fréquence (transformée de Fourier à fenêtre glissante).

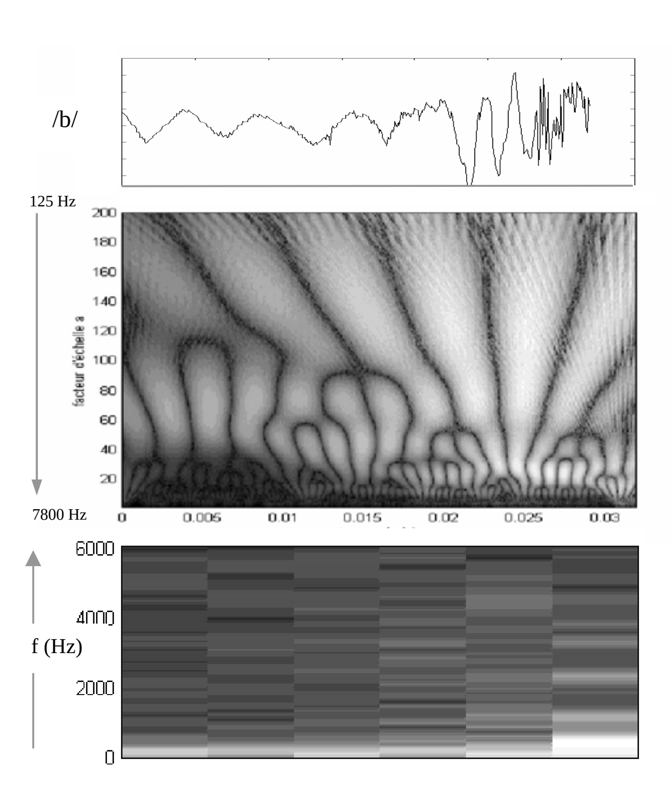


Fig. 2 : Signal /b/ (en haut), sa transformée en ondelettes en tiers d'octaves (au milieu), et sa transformée de Fourier (à fenêtre glissante (en bas) - (forts niveaux en blanc)

TRAITEMENTS SPECIFIQUES

Le premier étage du traitement du signal dans l'implant effectue sur l'analyse de Fourier un filtrage et un regroupement fréquentiel. Comme nous souhaitons comparer deux analyses pour l'implant, il paraît nécessaire de réaliser sur celles-ci les mêmes opérations. Par contre nous n'avons pas effectué les étapes suivantes du traitement dans l'implant (compression dynamique, activation des électrodes suivant la détection d'un pic d'énergie dans les sous-bandes fréquentielles, codage terminal des impulsions électriques), très variables selon les implants et selon les patients, et sans intérêt pour notre comparaison.

Filtre de préaccentuation

La parole présente en moyenne une pente de –3 dB par octave, compensée par l'oreille moyenne effectuant un filtrage passe-haut de pente 3 dB. Le signal délivré par l'implant ne passe pas par l'oreille moyenne, il paraît donc intéressant de simuler ce filtre naturel.

Regroupement en sous-bandes

Nous avons considéré un implant cochléaire possédant quinze électrodes [2], il est donc nécessaire d'effectuer sur les analyses précédentes un regroupement en sous-bandes. La cochlée représente un banc de filtres décomposé en bandes critiques [3] (échelle psychoacoustique) sur lesquelles nous avons basé le regroupement suivant :

- Les transformées de Fourier et les transformées en ondelettes avec progression fréquentielle linéaire possèdent 64 bandes que nous regroupons en 15 sous-bandes (incrémentées linéairement de 125 Hz jusqu'à 1000 Hz, puis logarithmiquement jusqu'à 7800 Hz).

- Les transformées en ondelettes en tiers d'octave ne possèdent que 18 bandes qu'il est difficile de subdiviser en 15 sous-bandes. Nous laissons donc ces dernières analyses telles qu'elles sont.

RECONNAISSANCE AUTOMATIQUE

Algorithme

Nous effectuons des reconnaissances automatiques sur des occlusives, éléments de la parole évoluant rapidement dans le temps (contrairement aux voyelles quasi-stationnaires), il est donc nécessaire d'utiliser un algorithme de comparaison dynamique (DTW : Dynamic Time Warping). Le principe utilisé est la comparaison (distance euclidienne "locale" $d_{t_test,\,t_ref}$) entre le spectre $T_{t_test}(f)$ (analysé par FFT ou par ondelettes) d'une consonne test et le spectre $R_{t_ref}(f)$ d'une consonne référence (consonnes normalisées en amplitude) à chaque instant $t_{_test}$ et $t_{_ref}$ de chacune d'elles.

$$d_{t_test,t_ref} = \sqrt{\sum_{f=1}^{15}\left(T_{t_test}(f) - R_{t_ref}(f)\right)^2}$$

Un chemin optimal, suite des distances locales les plus faibles, est alors trouvé **(fig. 3)**.

Le chemin optimal autorise des distorsions temporelles entre les deux consonnes, mais celles-ci doivent être limitées : nous avons ainsi introduit un paramètre de limitation temporelle autorisée (ce paramètre vaut x=1 lorsque les échantillons sont observés avec des évolutions temporelles forcées identiques, x=2 lorsqu'un échantillon peut globalement évoluer jusqu'à deux fois plus vite qu'un autre, et x=3 lorsqu'il peut évoluer jusqu'à trois fois plus vite).

Les contraintes imposées au chemin optimal sont les suivantes :

- Le premier point du chemin est forcé en $t_{ref}=t_{test}=0$.
- Les distances locales minimum doivent être voisines.
- Le chemin optimal doit évoluer vers les t croissants.

La distance globale entre les deux consonnes est la moyenne des distances locales (pondérées ×2 si le sous-chemin est une diagonale, ×1 si le sous-chemin est une verticale ou une horizontale).

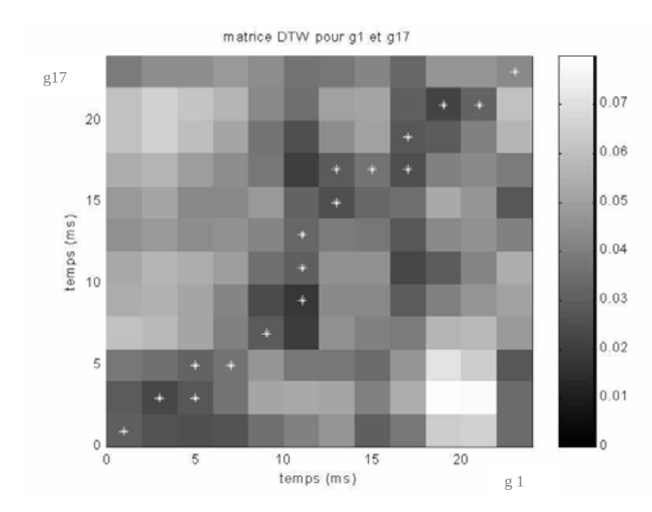


Fig. 3 : Exemple de comparaison entre deux /g/ différents analysés en ondelettes : chaque case (en niveaux de gris) représente la distance locale entre le spectre dans une fenêtre temporelle de la consonne test et le spectre dans une fenêtre temporelle de la consonne référence. La taille des fenêtres (donc des cases) est fixée par le « sous-échantillonnage » effectué après l'analyse en ondelettes (ou est de 32

ou 64 points temporels selon le recouvrement dans le cas de l'analyse de Fourier).
La suite des distances locales les plus faibles forme le chemin optimal (étoiles blanches).
(Le paramètre de limitation de distorsion temporelle autorisée vaut ici x=3)

Technique de fenêtrage pour la DTW : La transformation en ondelettes étant "continue", il est nécessaire d'effectuer après celle-ci une sorte de sous-échantillonnage pour diminuer les temps de calcul de la DTW. Le sous-échantillonnage utilisé, proposé par Malbos et al. [7], consiste à ne retenir que le coefficient d'ondelette le plus grand dans une fenêtre temporelle de durée fixée, pour chaque facteur d'échelle. La longueur de ces fenêtres temporelles est un paramètre que nous faisons varier de 1 ms à 8 ms.

Résultats
Pour chacune des six occlusives, 40 répétitions ont constitué les références et 40 autres ont constitué les formes à classer. Toute ces occlusives ont été analysées par transformation de Fourier à fenêtre glissante (avec recouvrement de 50% et 75%) et par transformation en ondelettes (avec progression fréquentielle linéaire et en tiers d'octave).

Analyse de Fourier
Le tableau suivant présente les taux de reconnaissance obtenus après analyse de Fourier (toutes occlusives confondues).

Limitation de distorsion / recouvrement	non limité	évolutions forcées identiques x=1	x=2	x=3
50 %	68 %	80 %	83 %	79 %
75 %	65 %	82 %	81 %	80 %

Tab. 1 : reconnaissances après analyse de Fourier

Tout d'abord nous ne devons pas nous étonner des résultats modestes (≈80%) : certes les performances de la DTW sur des mots entiers voisinent habituellement 95% ou 100%, mais les reconnaissances y sont principalement effectuées sur les séquences de voyelles, or nous étudions ici des occlusives isolées.

Le cas de la non-limitation de distorsion temporelle autorisée donne des résultats médiocres (car les distances locales les plus faibles choisies peuvent parfois signifier qu'un échantillon est prononcé dix fois plus vite qu'un autre, ce qui n'a aucun sens physique, alors que l'algorithme a bien reconnu une consonne). Dans les autres cas (x=1, 2 ou 3), les taux de reconnaissance sont très comparables (indiquant que les distorsions temporelles sont faibles). Les résultats étonnamment corrects obtenus avec les évolutions temporelles forcées identiques peuvent indiquer que les distorsions temporelles entre les mots apparaîtraient surtout dans les voyelles ou dans les silences inter-voyelles, et les occlusives isolées seraient alors de durée très stable.

D'autre part, les résultats obtenus avec des recouvrements de fenêtre analysante de 50% ou 75% sont quasiment identiques.

Analyse par odelettes
Le tableau suivant présente les taux de reconnaissance obtenus après analyse en ondelettes (toutes occlusives confondues).

Fenêtre de sous-échantillonnage / "fréquence"	16 pts. 1 ms	32 pts. 2ms	64 pts. 4 ms	128 pts. 8 ms
1/3 d'octave	78 %	83 %	82 %	84 %
linéaire	75 %	78 %	80 %	77 %

Tab. 2 : reconnaissances après analyse en ondelettes

La taille de la fenêtre de sous-échantillonnagpe a peu d'effet : les différences de taux de reconnaissance (pour lesquelles nous n'avons d'ailleurs pas d'explication valable) sont de l'ordre de 5%.

L'analyse en tiers d'octave semble meilleure que l' analyse linéaire, cependant elle utilise une reconnaissance basée sur 18 bandes, alors que les fréquences linéairement espacées sont regroupées sur 15 bandes. Il est possible que les meilleurs résultats de l'analyse en tiers d'octave soient simplement dus au nombre de bandes supérieur.

Comparaison Fourier / ondelettes
A partir des tableaux 1 et 2 nous pouvons observer que dans notre application (occlusives entourées de /a/ puis « isolées »), l'analyse en ondelettes et l'analyse de Fourier fournissent des taux de reconnaissance quasiment identiques.

DISCUSSION
Nous avons recherché la raison de la limitation du succès de l'analyse en ondelettes : Une ondelette en haute fréquence est beaucoup plus courte que cette même ondelette dilatée en basse fréquence. De ce fait la représentation temps-fréquence d'un signal analysé par des ondelettes est plus précise en temps (mais moins précise en fréquence) en haute fréquence qu'en basse fréquence ; malheureusement les algorithmes de reconnaissance automatique courants utilisent des fenêtres temporelles et fréquentielles de dimensions constantes quelles que soient les fréquences comparées. Nous pensons que cette inadaptation de la reconnaissance automatique à une

analyse multirésolution est la cause de la limitation de reconnaissance après analyse en ondelettes.

Les implants cochléaires tels qu'ils sont aujourd'hui présentent la même inadaptation à l'analyse multirésolution : en effet les électrodes sont actuellement stimulées à une cadence indépendante de la fréquence qu'elles codent. En outre, la transformation en ondelettes étant plus coûteuse que la FFT, son application dans l'implant ne semble pas intéressante pour l'instant. Par contre une cadence de stimulation supérieure des électrodes codant les hautes fréquences pourrait justifier l'utilisation de l'analyse en ondelettes. Dans ce sens, un algorithme de reconnaissance multirésolution, en cours d'élaboration, sera susceptible d'améliorer les résultats et de prévoir les performances d'un implant à cadences de stimulation multiples.

Notons enfin que des résultats en reconnaissance automatique ne constituent qu'une indication sur l'intérêt de l'analyse en ondelettes dans les implants : les méthodes de discrimination d'un patient implanté ne sont pas celles utilisées par nos algorithmes, néanmoins la reconnaissance automatique nous renseigne sur les ressemblances physiques entre des consonnes analysées, évidemment liées aux ressemblances perçues par les patients. La validation réelle de l'analyse proposée ne pourra être prononcée qu'après des tests effectués par des patients implantés. Une étape préliminaire, en cours, consiste à tester des normo-entendants auxquels nous faisons entendre des simulations de signaux délivrés par un implant après analyse en ondelettes.

CONCLUSION

Les tests de reconnaissance automatique ont montré des efficacités assez semblables pour l'analyse de Fourier à fenêtre glissante et pour l'analyse en ondelettes ; néanmoins il est probable que le système de reconnaissance employé, utilisant des fenêtres temporelles fixes, ne tire pas pleinement parti de la précision temporelle des ondelettes. Un algorithme de reconnaissance automatique adapté à l'analyse multirésolution, en cours d'élaboration, permettra de vérifier cette théorie. D'autre part des tests en cours sur sujets normo-entendants doivent compléter l'étude de l'efficacité des ondelettes pour l'analyse acoustique dans les implants cochléaires.

REFERENCES

1. Berger-Vachon C., Gallego S., Bera J.C. Model of voyel representation using a cochlear implant. Advances in Intelligent Systems, IOS Press, ed. F.C.Morabito, 1997, p.526
2. Beliaeff M. et al. Sound Signal Processing and Stimulation Coding of the Digisonic DX10 15-Channel Cochlear Implant. Advances in Cochlear Implants. Edited by Hochmair-Desoyer et al., Wien, 1994, p.198
3. Calliope, La parole et son traitement automatique. Masson, 1989
4. Gérard C., Baudry M. Ondelettes et paramétrisation du signal de parole en milieu bruité, 15th International Congress on Acoustics, Tronheim, Norway, 26-30 June 1995, p.45-48
5. Hochmair-Desoyer I.J.et al. Comparative results with the BTE and the Body worn MED-EL processors. Advances in Cochlear Implants. Edited by Hochmair-Desoyer et al., Wien, 1994, p.393-398
6. Maes S.H. Analyse en ondelettes, reconnaissance de la parole . 22émes Journées d'Etude sur la Parole, 15-19 Juin 1998, Martigny, p.187-200
7. Malbos et al. Evaluation of an unvoiced stop consonant detection method for noisy and enhanced speech signal in adverse conditions, Applied Signal Processing (1997), p.7-15
8. Misiti M., Misiti Y., Oppenheim G., Poggi J. Wavelet Toolbox, The Mathworks Inc, 1996
9. Paquier M. Transformation en ondelettes, Reconnaissance de la parole, Application à l'implant cochléaire. Mémoire de DEA d'Acoustique, Université Lyon I, 1999

Etude du déplacement dans un monde virtuel 3D à l'aide d'une commande oculaire

K. EL SANWAR, R. KACZMAREK, N. MALVACHE

Laboratoire d'Automatique et de Mécanique Industrielles et Humaines
Université de Valenciennes et du Hainaut Cambrésis
Le Mont Houy - 59313 Valenciennes Cedex 9
Khaled.ELSanwar@univ-valenciennes.fr

RESUME

La multiplication des applications basées sur la réalité virtuelle s'est accompagnée d'une évolution des périphériques d'entrée des plates-formes informatiques. Les nouveaux organes de commandes à plus de trois degrés de liberté, sont peu voire non utilisables par des personnes handicapées physiques. D'un autre côté les organes de commandes spécialement dédiés aux personnes handicapées physiques ont rarement plus de deux degrés de liberté, ainsi leur utilisation dans des environnements virtuels 3D nécessite une adaptation matérielle et logicielle. Le travail présenté dans cet article concerne l'adaptation d'un organe de commande oculaire (Cyclope) destiné aux handicapés moteurs pour des tâches de déplacement dans un monde virtuel. Un protocole expérimental destiné à évaluer les performances de déplacement dans un monde 3D en utilisant Cyclope est aussi présenté. Cette étude permettra la mise en place et l'évaluation de systèmes d'aide aux handicapés moteurs leur donnant accès à des applications de réalité virtuelle.

MOTS CLES : Handicap, réalité virtuelle, commande oculaire, Interface Homme - Machine .

INTRODUCTION

La réalité virtuelle a connu une évolution très importante dans les années 90. Les applications basées sur la réalité virtuelle se sont multipliées dans des domaines variés comme la médecine, les domaines militaire et aérospatial, les arts, les divertissements [1][5][6]. Cette avancée s'est accompagnée d'une évolution des outils matériels de la réalité virtuelle comme les systèmes d'affichage, les retours tactiles et les retours de force, ainsi que les organes de commande (capteurs 3D magnétiques ou à ultra sons, trackball, souris 3D, gants sensitifs...)[9]. Les études concernant l'utilisation des organes de commande à plus de trois degrés de liberté (DDL) montrent la difficulté de coordonner et de contrôler simultanément tous les DDL [8][10]. Les nouveaux organes de commande dédiés à la réalité virtuelle, nécessitant une dextérité accrue, sont mal adaptés par rapport aux capacités motrices des handicapés moteurs.

D'un autre côté, différents organes de commandes sont destinés aux handicapés moteurs pour substituer les périphériques informatiques standards (clavier, souris) pour des applications de bureautique en 2D. Ces organes de commande sont souvent "pauvres" en terme de degrés de liberté, ainsi leur utilisation dans des environnements virtuels 3D passent par une adaptation matérielle et logicielle. Un effort de recherche doit donc être fourni dans le but d'étudier l'efficacité et l'ergonomie de ces organes pour une utilisation dans des tâches en 3D.

Cet article présente un protocole expérimental destiné à évaluer les performances de déplacement dans un monde virtuel grâce à un organe de commande à deux degrés de liberté. Dans une première partie, le principe de fonctionnement de l'organe de commande oculaire Cyclope est présenté, ensuite est exposée la tâche de déplacement dans un monde virtuel 3D. La partie suivante décrit l'utilisation de Cyclope pour effectuer la tâche de déplacement et la dernière partie de ce papier concerne le protocole expérimental mis en place pour l'évaluation des performances de déplacement.

FONCTIONNEMENT DE CYCLOPE

L'organe de commande utilisé dans le cadre de cette recherche est un organe de commande oculaire, développé au sein du LAMIH [2], et destiné aux handicapés moteurs majeurs n'ayant comme mouvements résiduels reproductibles que les mouvements oculaires. Le recours à des organes de commande oculaire comme outil d'aide aux personnes handicapées n'est pas nouveau; en effet de multiples systèmes ont été développés pour le suivi de la direction du regard (eye tracking) en utilisant soit une illumination infrarouge de la pupille soit un système d'imagerie vidéo analysant les mouvements de l'œil [11][12].

Le principe de fonctionnement de Cyclope est basé sur le recueil et l'analyse de signaux biologiques variant en

fonction des mouvements des yeux (signaux électro-oculographiques - EOG)[4]. Les signaux EOG sont recueillis grâce à des électrodes placées autours des yeux (figure 1), après conditionnement (filtrage et amplification) de ces signaux, un algorithme de détection de formes permet d'identifier des saccades oculaires dans les directions haute, basse, droite et gauche[3] [7].

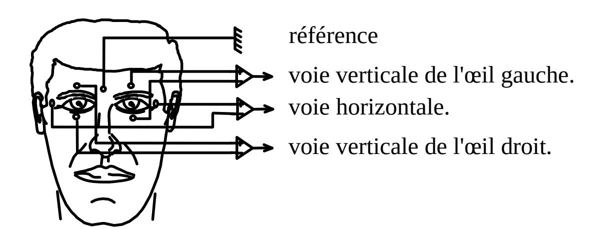


Figure 1: Enregistrement des signaux EOG

L'utilisation des techniques de suivi du regard pose un problème d'interprétation des mouvements oculaires; en effet, là où l'utilisateur pointe son regard, il risque de déclencher inopinément un signal de commande [12]. Afin de permettre à l'utilisateur une plus grande liberté pour l'exploration de son champ visuel, Cyclope ne suit pas continuellement la direction du regard, mais son utilisation est basée sur des mouvements oculaires de commande (MOC) spécifiques.

Un MOC est composé de deux saccades oculaires consécutives : partant de sa position centrale, l'œil effectue un aller retour entre cette position et l'un des quatre points de fixation (haut, bas, droite ou gauche).

La figure 2 présente la forme du signal obtenu sur la voie horizontale lors d'un mouvement de commande gauche. Les étapes 1, 3, et 5 représentent respectivement l'évolution du signal lors de la fixation centrale en début de mouvement, la fixation dans le point cardinale gauche, et la fixation du regard après le retour au point central. Les étapes 2 et 4 représentent l'évolution du signal pendant les mouvements d'aller et de retour de l'œil (saccades) entre les différents points de fixation.

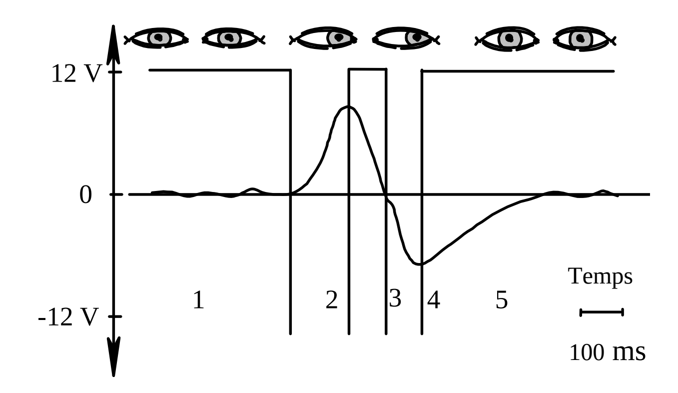


Figure 2: Forme du signal EOG lors d'un MOC gauche.

Outre l'algorithme de reconnaissance de formes utilisé pour identifier les MOC, un algorithme de reconnaissance temporelle impose à l'utilisateur une rapidité dans l'accomplissement de ses MOC pour éliminer les clignements d'yeux et les mouvements liés à l'exploration du champ visuel. Cet algorithme est auto adaptatif et permet ainsi de tenir compte de l'évolution de la fatigue et de l'apprentissage de l'utilisateur [7].

Deux séries d'expérimentations ont été menées pour valider le système de reconnaissance des MOC par JP COUTY & al. [2][3]. Le critère de performance est basé sur le taux de reconnaissance des mouvements de commande par rapport à l'activité oculaire des sujets. Les MOC ont été classés en trois catégories: (1) correctement reconnus par le système, (2) correctement éliminés (mouvements diagonaux et clignement d'yeux) et (3) incorrectement traités. La première série réalisée avec des personnes non handicapées montre que 85% des MOC ont été correctement reconnus par le système et 13% correctement éliminés. La seconde série réalisée avec des enfants myopathes montre que 81% des MOC étaient correctement reconnus et 13% correctement éliminés. Ces résultats montrent que pour les deux séries d'expérimentations, plus de 94% des mouvements oculaires ont été correctement traités par le système. Les erreurs de reconnaissance sont dues aux mouvements diagonaux et aux mouvements mal réalisés par les sujets.

Après l'introduction du fonctionnement de l'organe de commande oculaire Cyclope, la partie suivante définit la tâche de déplacement dans un environnement virtuel.

DEPLACEMENT DANS UN MONDE VIRTUEL 3D

Pour accomplir une tâche de déplacement dans un environnement virtuel, l'utilisateur est installé devant un poste informatique et visualise un monde virtuel affiché sur le moniteur. La figure 3 montre le repère fixe lié à la scène virtuelle affichée à l'écran. L'axe du regard de l'utilisateur pointant vers le fond de l'écran est parallèle à l'axe Z, et les deux axes restants (X et Y) sont choisis de façon à obtenir un trièdre orthonormé direct.

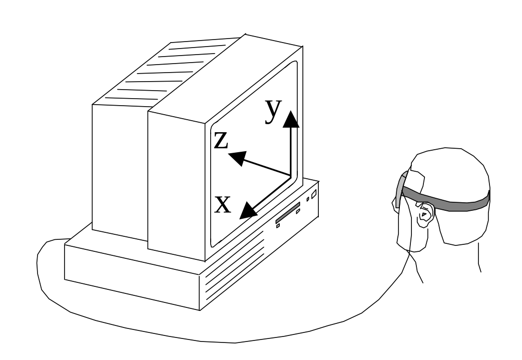


Figure 3: repère lié au point de vue sur la scène virtuelle, avec Z parallèle à l'axe du regard.

La tâche de déplacement consiste en une succession de translations et de rotations pour parcourir un chemin dans un monde virtuel 3D. Les translations changent la position du point de vue sur la scène virtuelle, tandis que les rotations changent l'orientation de ce point de vue.

Par exemple, les translations selon Z permettent d'avancer et de reculer dans le monde virtuel, les rotations autour de X permettent de regarder vers le haut et le bas etc.

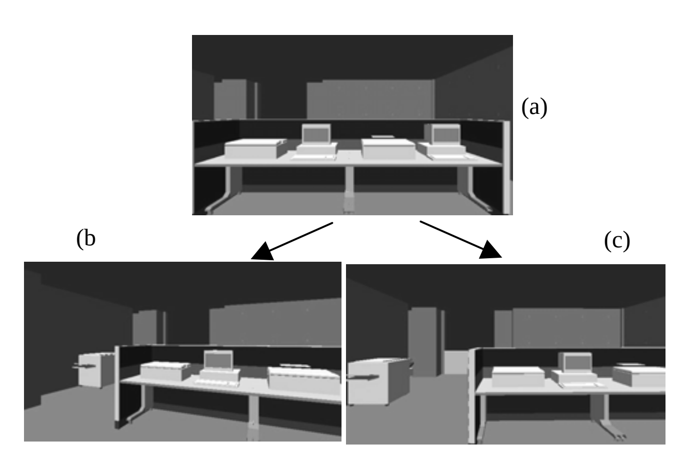


Figure 4 a: Vue initiale de la scène
b: Vue après une rotation à gauche
c: Vue après une translation à gauche

La figure 4 montre les changements dans la scène virtuelle après une commande de rotation à gauche (fig. 4.b), dans ce cas la scène virtuelle subit une rotation à droite. De même, après une commande de translation à gauche (fig. 4.c), la scène virtuelle est décalée à droite.

La partie suivante, détaille l'adaptation de l'organe de commande oculaire Cyclope pour effectuer une tâche de déplacement dans un monde virtuel.

UTILISATION DE CYCLOPE POUR UN DEPLACEMENT EN 3D

Cyclope est un organe de commande ne disposant que de deux degrés de liberté (DDL), ainsi, pour effectuer des translations et des rotations dans un environnement tridimensionnel, l'utilisateur dispose de trois menus (M1, M2 et M3) affichés sur l'écran et permettant chacun l'action dans un plan bidimensionnel. Le passage d'un menu à un autre, est effectué grâce à un bouton permettant de faire défiler les trois menus, l'un après l'autre. Actuellement, le bouton utilisé est une touche du clavier, l'enrichissement du modèle de reconnaissance de formes utilisé par Cyclope afin d'identifier un cinquième mouvement oculaire de commande qui sera utilisé pour faire défiler les menus.

Pour des raisons d'ergonomie, pour chaque menu, les mouvements oculaires de commande sont en accord avec les variations subies par la scène virtuelle. Ainsi, les mouvements oculaires de commande horizontaux (droite ou gauche - DG) sont utilisés pour les translations selon X et les rotations autour de Y, de même les MOC verticaux (haut ou bas - HB) sont utilisés pour les translations selon Y et Z ainsi que les rotations autour de X. L'orientation de l'axe du regard étant fixe et parallèle à l'axe Z, les rotations autour de cet axe ne sont pas prises en compte dans le système, car elles ne changent pas l'orientation du point de vue dans la scène. Ainsi le système possède cinq degrés de liberté. La figure 5 présente les trois menus permettant à l'utilisateur de Cyclope d'effectuer des translations et des rotations selon ces cinq DDL.

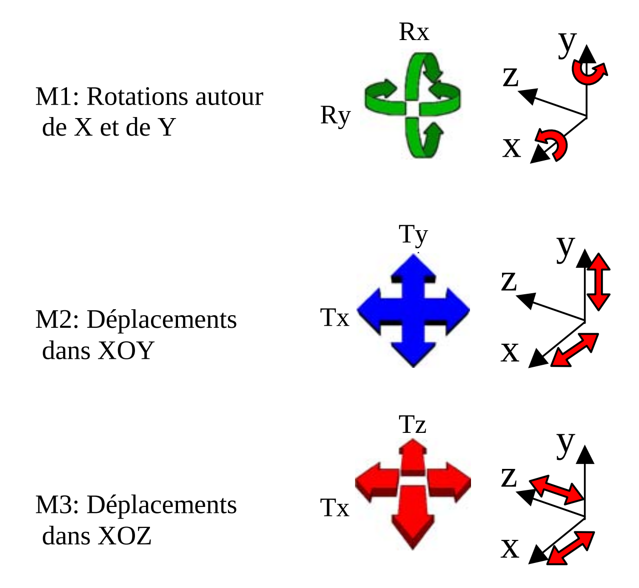


Figure 5: les différents menus utilisés pour le déplacement dans un monde virtuel à l'aide de Cyclope.

Un protocole expérimental a été mis en place dans le but d'étudier les performances de déplacement dans un monde virtuel 3D avec Cyclope. Dans la partie suivante de ce papier, ce protocole expérimental est présenté.

PROTOCOLE EXPERIMENTAL

Ce protocole est destiné à l'étude des performances selon les différents axes de rotation et de translation simulés par Cyclope. Les sujets doivent accomplir une tâche de déplacement dans un monde virtuel 3D grâce à l'organe de commande oculaire.

Le monde virtuel utilisé pour ce protocole est représenté par un tunnel dans lequel on ne peut se déplacer que selon un seul degré de liberté à la fois. Les sujets se trouvant au départ à l'entrée du tunnel, doivent suivre le chemin jusqu'à la sortie (figure 6). Un logiciel a été développé pour permettre la construction du tunnel à partir d'un ensemble de primitives comprenant un couloir rectiligne, un couloir avec un angle de 90 degrés et un couloir avec un angle de 45 degrés. L'assemblage de ces primitives constitue la consigne de déplacement.

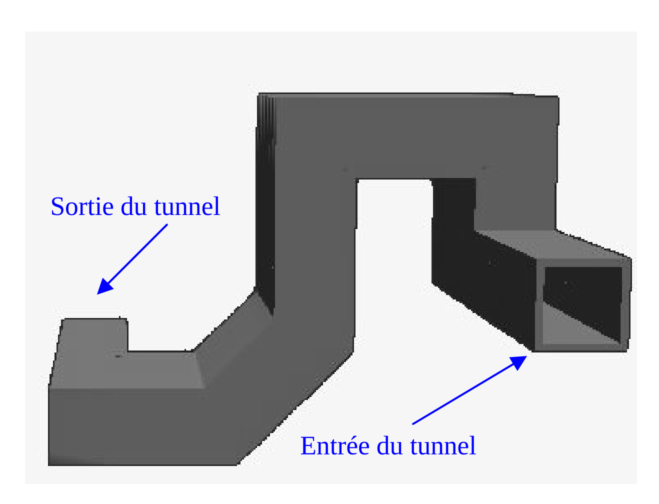


Figure 6: exemple de tunnel utilisé pour étudier les performances de déplacement

Pendant les expérimentations les collisions contre les parois du tunnel sont notifiées aux sujets grâce à un retour sonore. En cas d'erreurs de commandes, des flèches indiquent explicitement la consigne à effectuer. Les expérimentations sont précédées par une phase d'apprentissage des MOC et de l'utilisation des trois menus servant à effectuer les translations et les rotations dans le monde virtuel. Chaque module expérimental est suivi d'un questionnaire (TLX, évaluation de l'interface de commande, ergonomie etc…)

Au cours des manipulations, différentes variables sont mesurées et enregistrées dans un fichier informatique ; les signaux EOG sur les voies horizontales et verticales pour avoir des informations sur l'activité oculaire, les commandes oculaires reconnues par Cyclope et la position et l'orientation dans le monde virtuel. Ces données seront traitées ultérieurement pour étudier les performances de déplacement .

Exploitation des données

Les expérimentations menées selon le protocole détaillé ci-dessus, permettent de recueillir des informations sur:

- La rapidité d'exécution de la tâche
- Le taux et nature des erreurs de commande
- La charge de travail

Les données recueillies pendant les expérimentations seront traitées pour dégager différents aspects:

- L'efficacité d'un système de commande pauvre en degrés de liberté utilisé pour un déplacement en 3D peut être étudiée grâce à la comparaison des performances globales de déplacement des sujets (durée d'accomplissement de la tâche, taux d'erreurs de commande…)
- Les difficultés d'effectuer des translations ou des rotations dans un monde virtuel peut être étudiée grâce à la comparaison des performances selon chacun des cinq DDL du système .
- L'efficacité et la facilité d'utilisation du dispositif de commande oculaire est étudiée grâce à la comparaison des performances selon le mouvement oculaire de commande utilisé (H, B, D ou G).

Résultats préliminaires

Nous avons récemment commencé une série d'expérimentations préliminaires avec des sujets non handicapés pour étudier l'efficacité et la facilité d'utilisation de Cyclope comme système de commande tridimensionnel. La tâche des sujets était basée sur le protocole expérimental présenté ci-dessus. Les manipulations étaient organisées en trois sessions. La première était dédiée à l'apprentissage de Cyclope (mouvements oculaires de commande et utilisation des menus de navigation). Durant la deuxième et la troisième session, les sujets devaient accomplir une tâche de déplacement dans un tunnel 3D avec au total 48 MOC à effectuer.

L'analyse partielle des données issues de ces expérimentations met en avant différents points intéressants pour le reste de l'étude :

1- *L'influence de l'apprentissage* : pour le même sujet, des différences importantes entre la première et la troisième expérimentation ont été notées. Le temps total nécessaire pour effectuer la même tâche est beaucoup plus court (env. 40% de moins). Le taux d'erreur passe en effet de 20% pour la première utilisation à 5% pour la troisième. Et d'un autre côté, l'enchaînement des mouvements oculaires de commande est plus rapide.

2- *L'origine des erreurs* : pendant la phase d'apprentissage, les erreurs proviennent, d'une part

du système de commande oculaire, et d'autre part de l'utilisation des menus de navigation. Les erreurs après cette phase d'apprentissage sont essentiellement dues aux algorithmes de reconnaissance et à l'anticipation des sujets.

Ces résultats montre qu'après une étape d'apprentissage, le taux d'erreur est faible (5%) et proche des performances de Cyclope utilisé pour des tâches en 2D. En effet, ces erreurs sont principalement dues au système de commande oculaire et l'utilisation des menus de navigation 3D pour contrôler les déplacements semble être facilement assimilée par les sujets. Un effort est donc à fournir pour améliorer les performances des algorithmes de reconnaissance de Cyclope. A noter que ces résultats sont basés sur un nombre réduit de sujets, et doivent être affinés par une analyse plus détaillée concernant notamment les erreurs de commande et leur origine.

CONCLUSIONS ET PERSPECTIVES

Cet article a présenté le principe de fonctionnement d'un organe de commande par les mouvements oculaires destinés aux handicapés moteurs. Ensuite l'adaptation de cet organe de commande pour une utilisation lors d'une tâche de déplacement dans un monde virtuel a été abordée. Un protocole expérimental destiné à évaluer les performances de déplacement dans un monde virtuel tridimensionnel grâce à cet organe de commande a été présenté. Les résultats des expérimentations préliminaires ont montré qu'une période d'apprentissage courte suffit pour une utilisation efficace de Cyclope comme système de déplacement en 3D.

D'autres séries d'expérimentations sont nécessaires pour évaluer précisément les performances du système et minimiser les erreurs dues au système de commande oculaire. Pour ces expérimentations d'autres mondes virtuels plus complexes et laissant plus de liberté de déplacement aux sujets seront utilisés.

Enfin, nous espérons grâce à cette étude tirer des recommandations concernant les performances et l'ergonomie pour la mise en place d'interfaces de commande adaptées aux handicapés moteurs pour la navigation dans un monde virtuel.

BIBLIOGRAPHIE

1. Philippe Coiffet. *Mondes Imaginaires: Les Arcanes de la Réalité Virtuelle*. Paris - Hermès 1995
2. Jean-Pierre Couty, Richard Kaczmarek, Noël Malvache. An Original Command Device Based On An Electro-Oculographic Measurement Method Used In A Multimedia Communication System. *International conference "SYMBIOSIS 95"* (september 18-20) 1995- Gliwice POLAND.
3. J-P Couty, R. Kaczmarek, N. Malvache. E.O.G Signals Processing Used In An Ocular Command System Dedicated To Disabled People. *2ond IFMBE-IMIA International workshop on biosignal interpretation (BSI 96)*- (september 23/28) 1996- Kanagawa JAPAN
4. A. Levy-Schoen *L'étude Des Mouvements Oculaires* DUNOD- 1969.
5. Junji Nomura, Kazuya Sawada. Virtual Reality And Its Industrial Applications. *IFAC-MMS* (September 16-18) Kyoto, Japan, 1998, pp. 29-39.
6. Stassen H.G., Dankelman J., Grimbergen K.A., Meijer D.W. Man Machine Aspects Of Minimally Invasive Surgery. *IFAC-MMS* (September 16-18) Kyoto, Japan, 1998, pp. 07-18.
7. Tzay Y. Young and King-Su Fu *Handbook On Pattern Recognition And Image Processing* Academic Press Inc.- 1986.
8. Shumin Zhai. User performance in relation to 3D Input Device Design. *Computer Graphics* 32 (4), ACM, November 1998, pp 50-54.
9. Shumin Zhai, Paul Milgram. Quantifying coordination in Multiple DOF Movement and Its Application to Evaluating 6 DOF Input Devices. *In Proceedings CHI 98*, (April 18-23), Los Angeles, pp. 320-327.
10. Kay M. Stanney & al. Human-factors issues in virtual environments: A review of the literature. In *Presence*, Vol. 7, No. 4, August 1998, 327–351.
11. T.E. Hutchinson & al. Human-Computer interaction using eye-gaze input. In *IEEE transactions on systems, man, and cybernetics*, vol.19, no 6, Nov/Dec 1989
12. R.J.K Jacob Eye-gaze computer interfaces: What you look at is what you get. In *IEEE computer*, vol. 26, no 7, pp. 65-67, July 1993

Interface gestuelle pour enfants IMC : le projet Access-It

Michel EDEL
Université des Sciences et Technologies de Lille
Laboratoire d'Automatique I3D, Bât . P2
59655 VILLENEUVE D'ASCQ
michel.edel@univ-lille1.fr

Yann COELLO
Université Charles De Gaulle, Lille3
Laboratoire de psychologie cognitive,
59653 VILLENEUVE D'ASCQ
yann.coello@univ-lille3.fr

RESUME
Il s'agit de développer une interface d'entrée pour la communication homme-machine capable de réagir à un ensemble de gestes prédéfinis. Si dans le mouvement continu du segment corporel observé est détecté l'un des gestes prédéfinis, alors l'interface gestuelle émet à destination du système hôte la commande associée à ce geste.

Notre travail s'adresse à une population d'enfants IMC qui sont dans l'incapacité de manipuler le clavier ou la souris. Néanmoins leur motricité est suffisante pour produire de façon répétitive des séquences de mouvements parfaitement identifiables.

L'interface gestuelle est un organe complémentaire au clavier et à la souris; il reconnaît quelques gestes significatifs, et associe à ces gestes des commandes clavier et/ou souris.

MOTS CLES : Communication Enrichie et Palliative, Interface Homme-Machine, Reconnaissance de gestes, IMC.

INTRODUCTION
Soutenu par l'IRRH (Institut Régional de Recherche sur le Handicap) et mené par l'Association des Paralysés de France, les universités de Lille1, Lille3 et Valenciennes, l'AFM et HACAVIE, ce projet AccessIt [1] concerne le domaine du geste communicatif : il s'agit d'exploiter le canal gestuel dans la communication homme-machine.

L'objectif est de jeter les bases d'une méthodologie de développement d'interfaces de commande appliquées à la communication gestuelle palliative :

communication avec la machine, c'est à dire déclencher une suite de commandes en fonction de l'intention et de l'action de l'utilisateur,

gestuelle palliative, c'est à dire de façon détournée, du fait de l'existence d'une contrainte spécifique (ici un handicap moteur), c'est à dire en produisant des gestes parmi un alphabet gestuel prédéfini plutôt qu'en appuyant sur des touches d'un clavier.

L'énoncé de cette problématique générale fait ressortir les étapes du développement :

- répertorier les contraintes spatiales imposées par le handicap : identification de l'espace moteur utilisable en terme de dimension, taille, localisation par rapport au sujet,
- estimer les capacités perceptivo-motrices du sujet : qualité de la perception dans l'espace de présentation des consignes pour l'apprentissage du répertoire gestuel, performances dans l'élaboration et l'enchaînement de patterns moteurs, etc.
- quantifier les performances motrices sur le plan cinématique et dynamique du sujet : amplitude, vitesse, inertie, stabilité, précision, répétabilité, etc.
- intégrer cette connaissance dans la définition du cahier des charges interne de l'interface par le choix des algorithmes d'analyse, de modélisation et de reconnaissance des gestes.

L'accès à l'informatique est, pour les enfants IMC, un moyen d'étendre leur espace de communication et d'action. Un grand nombre de tâches quotidiennes peuvent en effet être exécutées directement à partir d'une simple commande informatique : activités scolaires et éducatives, contrôle de l'environnement, communication etc…

Rendre l'ordinateur accessible à l'enfant IMC nécessite une évaluation de leurs capacités cognitives et perceptivo-motrices. Cette évaluation, menée par le laboratoire de psychologie cognitive de l'université de Lille3, conduit à mettre en évidence :
- les contraintes d'organisation de l'environnement informatique de l'enfant IMC,
- les caractéristiques cinématiques de sa motricité conditionnant la définition du répertoire gestuel.

Ces informations entrent directement dans l'élaboration du cahier des charges externe et interne de l'interface gestuelle : l'équipe «Communication Enrichie et Palliative» du laboratoire d'automatique I3D de l'université de Lille1 en collaboration avec le service «Recherche et Développement» du centre APF Marc Sautelet de Villeneuve d'Ascq se sont employés à développer un équipement se comportant en fait soit comme un clavier virtuel ou soit comme une souris virtuelle, selon que les gestes produits soient associés à une commande clavier ou une commande souris.

LA POPULATION ÉTUDIÉE

La sémiologie caractérisant les enfants qui ont fait l'objet de cette étude relève de la quadriplégie spastique :

Les composantes motrices :

Hypotonie générale avec un déficit dans l'ajustement du niveau de force requis par la tâche.

- Ces enfants tendent à privilégier la main dominante. Les difficultés rencontrées dans le contrôle moteur sont à l'origine de mouvements lents et peu précis. Les mouvements parasites sont peu nombreux.
- Lors de mouvements rapides, on constate une tendance à dévier largement dans l'hémichamp controlatéral, ce qui traduit une mauvaise maîtrise de l'orientation d'un déplacement lorsque celui-ci ne peut être contrôlé en cours de réalisation.
- Raideur dans le mouvement. Il en résulte, dans une tâche de préhension, une difficulté à former la pince digitale.
- Maintien passif des membres supérieurs en rotation interne avec des résistances passives à l'étirement.

Les composantes cognitives :

- Malgré une certaine fatigabilité, on observe des capacités attentionnelles satisfaisantes et une bonne compréhension des consignes.
- Les capacités mnésiques semblent correctes, de même que les capacités d'apprentissage.

En résumé, les troubles neuroperceptifs se traduisent par des perturbations dans l'organisation de l'espace mais aussi parfois dans la perception de la profondeur. Les déficits visuo-spatiaux peuvent s'accompagner de déficits du contrôle moteur tels que les praxies constructives ce qui rend l'interprétation du handicap parfois difficile.

De manière générale, chez les enfants IMC, les désordres moteurs et les troubles associés, neuroperceptifs en particulier, vont à l'encontre de la réalisation précise et coordonnée de mouvements. La plupart du temps, les gestes sont globaux, manquant de finesse et malhabiles. L'ensemble de ces déficits rend laborieux l'accès à l'ordinateur et limite fortement son utilisation en ne permettant pas ou difficilement, l'accès aux périphériques les plus couramment utilisés. Cependant, bien que le contrôle moteur des membres supérieurs soit atteint rendant impossible le contrôle d'une souris ou d'un clavier informatique, une motricité résiduelle existe et doit pouvoir être utilisée pour le pilotage d'un ordinateur. Ces enfants n'étant pas incommodés par la présence de mouvements involontaires, parviennent à reproduire des mouvements simples pouvant servir de base à la l'élaboration, avec l'aide d'un capteur intelligent, d'un nouvel environnement informatique.

Les contraintes imposées par les environnements informatiques standards.

La plupart des tâches proposées au sujet sur l'écran requièrent un traitement spatial de l'information, laborieux et coûteux en efforts attentionnels pour des enfants IMC souffrant de troubles neuroperceptifs.

Le déplacement du curseur à l'aide de la souris introduit des difficultés :

- absence de contrôle visuel de l'effecteur,
- absence d'isomorphisme dans la dimension et l'orientation entre l'espace d'action (tapis de souris) et l'espace visuel (écran d'ordinateur).
- nécessité d'actions simultanées (clic + déplacement de la souris).

Proposition d'un nouvel environnement informatique

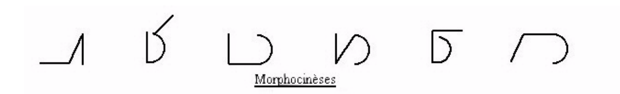
Il semble opportun, pour les enfants souffrants de troubles moteurs associés à des troubles de l'organisation spatiale, de proposer un nouvel environnement informatique évitant les changements de référentiels spatiaux et la manipulation de périphériques standards (souris, trackball...). Cet objectif peut être atteint en concevant un système intermédiaire de commande dont la manipulation resterait la plus proche possible du geste naturel. Ce système peut être par exemple un capteur situé sur l'extrémité d'un segment corporel. La réalisation de gestes simples, transmis par ce capteur à une interface intelligente identifiant des patterns moteurs reproduits de manière instable, peut servir de base à un langage moteur symbolique déclenchant un ensemble de commandes informatiques.

Avantage :

- Le système ne contraint pas la motricité en fonction des périphériques imposés, mais est développé sur la base de la motricité résiduelle.
- Le contrôle du capteur peut s'effectuer dans un espace relatif et non absolu.
- Un tel système peut s'adapter aux capacités motrices de chaque individu.

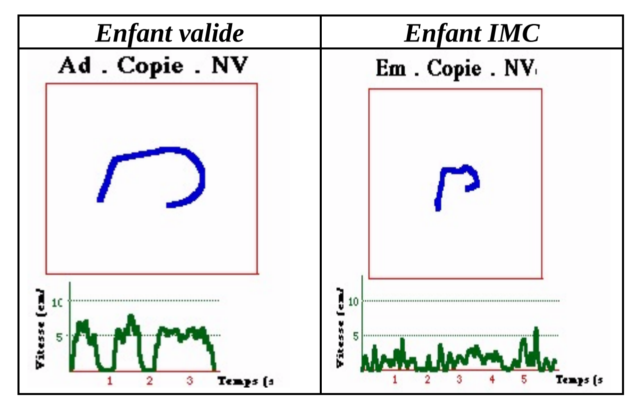
ETUDE DE LA MOTRICITE RESIDUELLE DE LA POPULATION IMC

Un aspect essentiel de l'étude de la motricité résiduelle à consisté à analyser la reproduction et l'enchaînement de tracés simples et élémentaires (habituellement maîtrisés dès l'âge de 5-6 ans) tels que: droite verticale, droite horizontale, oblique et demi-cercle (primitives gestuelles). Six morphocinèses, supposés être de difficulté égale, ont été construites par la juxtaposition de 3 de ces primitives.



Ces dessins sont réalisés par les enfants IMC (7 à 10 ans) au moyen d'un stylo électromagnétique sur une tablette à digitaliser (Wacom Ultrapad A4). Ils sont reproduit dans les conditions expérimentales suivantes: (1) vision ou non de la main, (2) vision ou non du modèle. Le recueil des coordonnées temporo-spatiales est effectué par un ordinateur de type Power Macintosh relié à la tablette. Les résultats ont été comparés aux performances d'enfants non handicapés du même âge.

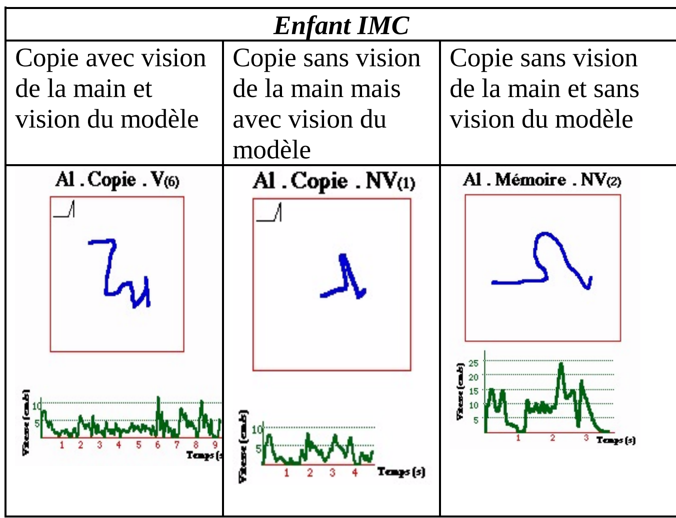
Pour ce qui concerne les enfants contrôles (sans troubles moteurs), le tracé des morphocinèses n'est pas véritablement affecté par les conditions expérimentales (présence-absence de la vision de la main et/ou du modèle). La seule différence notable est la plus grande rapidité du mouvement lorsque les informations visuelles relatives à l'effecteur sont absentes. En ce qui concerne la cinématique du mouvement, les profils de vitesse indique que les tracés comportent trois sous éléments moteurs correspondant aux trois primitives des morphocinèses. Les segments courbes sont réalisés avec une phase de vitesse relativement constante alors que les segments linéaires sont caractérisés par un profil en cloche (phase d'accélération suivie d'une phase de décélération)



Enfant valide	*Enfant IMC*
Ad . Copie . NV	Em . Copie . NV

Pour les enfants IMC, une caractéristique majeure est que certaines formes sont mieux réalisées que d'autres. En particulier les tracés obliques sont systématiquement échoués et les angles ont tendance à être systématiquement arrondis. Des difficultés apparaissent également lorsqu'une figure présente une inversion directionnelle qui nécessite l'intervention d'un freinage du mouvement afin de réaliser le changement de direction. Les formes les mieux réalisées sont celles qui nécessitent un déplacement continu en extension dans l'hémichamp ipsilatéral. Les facteurs déterminants d'un contrôle gestuel précis sont ainsi l'absence d'un freinage brusque du déplacement segmentaire, l'absence d'inversion directionnelle marquée (angle aigu).

L'effet des conditions expérimentales est plus marqué chez les enfants IMC que chez les enfants non handicapés (voir ci-dessous). En particulier, la présence d'informations visuelles relatives aux mouvements de la main constitue une gène pour l'enfant IMC. A l'inverse, la présence du modèle semble être un facteur important concernant la qualité du tracé. Les indices cinématiques montrent par ailleurs que les enfants IMC appréhendent les formes globalement (absence de sous-éléments moteurs caractéristiques). Enfin, la variabilité apparaissant lorsqu'un même mouvement est réalisé plusieurs fois est largement supérieur chez les enfants IMC que chez les enfants sans troubles moteurs.



Enfant IMC		
Copie avec vision de la main et vision du modèle	Copie sans vision de la main mais avec vision du modèle	Copie sans vision de la main et sans vision du modèle
Al . Copie . V(6)	Al . Copie . NV(1)	Al . Mémoire . NV(2)

En conclusion, l'utilisation du mouvement résiduel pour le pilotage d'un ordinateur représente pour l'enfant IMC une possibilité d'accéder à une plus grande autonomie à condition que le registre des mouvements retenus correspondent à leur niveau de compétences perceptivo-motrice. Par ailleurs, la reproduction de formes complexes pourrait être améliorée par une augmentation de la saillance des segments composant la figure (ajout de couleurs par exemple), ce qui aurait pour effet de faciliter la détection des sous-éléments moteurs devant permettre la reproduction graphique.

ANALYSE ET MODELISATION DE L'ACTIVITE MOTRICE DES SUJETS IMC.

Le mouvement du segment corporel observé par un capteur ad-hoc est analysé en permanence. Dès que le signal issu du capteur de mouvement présente une allure connue à priori comme étant celle d'un mouvement spécifique, alors l'interface gestuel émet à destination de l'ordinateur une commande clavier ou une action souris associée préalablement à ce mouvement.

L'interface gestuel ne connaît à priori aucun modèle de geste à reconnaître : il faut le soumettre, avant toute utilisation, à une phase d'apprentissage du corpus gestuel de manière à lui permettre de construire les modèles de chacun des gestes et de leur associer une commande clavier ou souris. Cet apprentissage supervisé consiste à répéter un certain nombre de fois les gestes préalablement identifiés comme pertinents et exécutés selon un protocole en relation avec les performances gestuelles du sujet (vision de la main ou non, vision du modèle pendant un certain temps, etc.)

Ainsi, au fur et à mesure de l'acquisition des gestes de référence, se construisent simultanément :

- les modèles de gestes,
- la sélectivité du critère de classification (mesure de distance d'un geste par rapport au modèle pour la reconnaissance),
- l'élaboration des critères d'auto-adaptation des modèles de gestes,
- l'association geste / action clavier ou souris.

Lors du fonctionnement normal, l'algorithme d'identification des gestes réactualise en temps réel les modèles de gestes ainsi que les critères de classification sur la base d'une mesure en ligne de la performance gestuelle.

Hypothèses de travail.
Les sujets sont assis devant leur poste de travail qui se compose d'un plan de travail d'une part occupé par l'écran (en position verticale ou horizontale) et d'autre part réservé à l'activité gestuelle du membre supérieur.

Pour la population IMC observée, il apparaît que pour chaque sujet observé, il existe au moins une condition expérimentale (copie avec ou sans vision de la main et/ou du modèle) pour laquelle il est possible d'exploiter la trace du mouvement $y = f(x)$ à des fin de reconnaissance de geste.

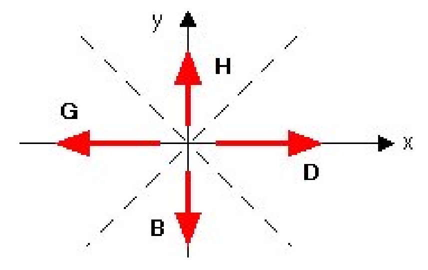
Quant à l'exploitation du profil de vitesse, on peut tout au plus, dans l'état actuel de nos investigations, extraire une information de type valeur moyenne, significative d'une activité motrice de type exécution d'une morphocinèse. L'analyse des tracés obtenus montre que, outre les primitives constituant les morphocinèses, apparaissent des artefacts (pics) significatifs de la pathologie. Il nous semble intéressant d'identifier ces artefacts dans l'analyse du tracé de manière à les éliminer et ainsi améliorer la performance de reconnaissance de gestes.

L'ensemble de ces hypothèses de travail nous font opter pour des méthodes structurelles de descriptions et de reconnaissances des gestes, c'est à dire des méthodes qui prennent en compte les caractéristiques intrinsèques de la forme plutôt que sa description métrique.

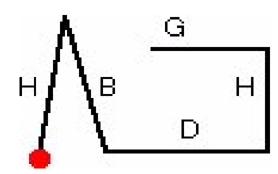
Modélisation du geste.
Compte tenu de la variabilité des pathologies, l'interface gestuelle n'est pas programmé pour un ensemble de gestes particuliers. Ce qui veut dire que les modèles de gestes sont à élaborer au terme d'une procédure d'apprentissage, et peuvent aussi évoluer dans le temps pour un sujet donné.

La description structurelle la plus simple consiste à représenter la forme étudiée comme une suite ordonnée de composantes élémentaires : la présence ou l'absence de ces composantes ainsi que leur position relative, caractériseront la forme globale. La comparaison de deux descriptions fournira une mesure de ressemblance entre formes, et donc une technique de reconnaissance.

Nos hypothèses de travail (et en particulier la difficulté qu'éprouvent les sujets à tracer les diagonales), nous amènent à utiliser un premier ensemble de composants élémentaires pour coder un geste : quatre segments, de longueur quelconque, et dont les direction correspondent aux quatre directions cardinales : Haut, Bas, Gauche et Droite..

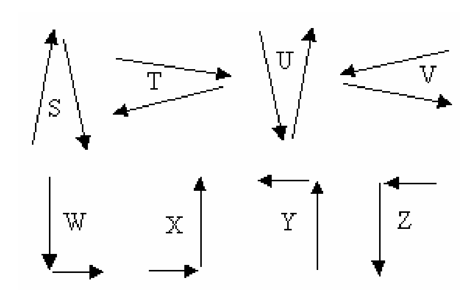


Le geste 2D est décomposé en une succession de segments pris dans cet alphabet à 4 éléments et représenté sous forme d'une phrase ou chaîne de caractères c'est à dire d'une juxtaposition d'éléments de cet alphabet.



Le tracé ci-dessus sera codé par une chaîne de caractères HBDHG.

Pour intégrer la notion de primitive motrice présente lors de la production graphique, nous mettons en place un deuxième niveau de codage du geste, ce qui nous permet de prendre en compte les données cinématiques (profils de vitesse) de la gestualité. Nous utilisons 8 primitives représentant 4 pics et 4 arcs.



Chacune de ces 8 primitives est représentée par un automate fini et déterministe dont les transitions intègrent à la fois les 4 directions cardinales ainsi que les propriétés cinématiques de la gestualité.

Ainsi, la morphocinèse ci-dessus est codée par la chaîne de caractère SWXY. La procédure de reconnaissance de geste se ramène alors à une mesure de distance entre la chaîne de caractères correspondant au geste à reconnaître et les chaînes de caractères correspondant aux gestes appris.

Si la chaîne de caractères du geste à reconnaître existe dans le corpus de gestes, alors la distance entre les deux est nulle et il y a reconnaissance non ambiguë, sinon la décision de considérer le geste produit comme l'un des gestes du corpus dépend de la répartition des distances avec chacun des gestes appris.

Le flot de données issu du capteur de geste est échantillonné en continu. En fonctionnement normal, l'acquisition d'un nouvel échantillon de la trace y = f(x) lance les procédures de filtrage, d'analyse du signal (codage 1er et 2ème niveau) et de reconnaissance du geste, afin d'extraire de l'activité motrice générale les gestes signifiants.

Les paramètres du filtrage (fréquence de coupure, largeur de fenêtre, ...) sont calculés à partir des résultats de la procédure d'apprentissage.

Prototype de périphérique.
Le module de perception du mouvements est un organe supplémentaire de commande de l'ordinateur : il se connecte, sans les exclure, en lieu et place du clavier et/ou de la souris, il reconnaît quelques gestes significatifs et associe à ces gestes des commandes clavier et/ou souris.

Parmi les critères qui ont orienté nos choix matériels, il y a la volonté de construire un dispositif indépendant, matériellement et logiciellement, du système hôte. L'interface gestuelle est de ce fait un périphérique parmi d'autres capable de piloter les logiciels exécutés sur le système hôte.

L'évolution récente de la connexion et de la gestion des périphériques des ordinateurs, avec l'apparition du standard USB (Universal Serial Bus) arrange bien nos affaires puisqu'il est enfin possible de gérer proprement les périphériques de la machine. Par ailleurs, pour se connecter sur un matériel spécifique, on remplacera la connexion USB par un matériel et un protocole ad hoc.

Coté capteur de mouvements, il faut être capable de prendre en compte la plus grande variété de capteurs possibles, et donc prévoir un port série asynchrone associé à une couche communication qui sera spécifique à chaque capteur, un port analogique basse fréquence et un port parallèle.

Compte tenu de la nécessité de la phase d'apprentissage du corpus de gestes, il faut disposer d'une interface graphique ou textuelle pour la supervision de cette phase d'apprentissage, et aussi pour le contrôle visuel rapide lors du fonctionnement normal du périphérique.

Enfin les calculs en temps réels (intégrales, dérivées, filtrages, etc.) imposent l'utilisation d'un processeur orienté traitement du signal de type DSP.

EVALUATIONS ET PERSPECTIVES.
La première évaluation se fixe deux objectifs :

- évaluer les performances des algorithmes de traitement du signal et de reconnaissance des gestes de l'interface,
- apprécier quantitativement l'apport de l'interface gestuelle pour les sujets IMC par l'analyse de leurs performances dans l'interaction avec l'ordinateur.

Ces travaux étant en cours, leurs résultats seront publiés ultérieurement.

PARTENAIRES DU PROJET
IRRH : Institut Régional de Recherche sur le Handicap : http://www-i3d.univ-lille1.fr/irrh/
Université des Sciences et Technologies de Lille, laboratoire d'automatique I3D, michel.edel@univ-lille1.fr
Université de Lille3, laboratoire de psychologie cognitive, yann.coello@univ-lille3.fr
Université de Valenciennes, laboratoire d'automatique et de mécanique industrielle et humaine, richard.kacsmarek@univ-valenciennes.fr
APF, Foyer Grafteaux, Centre Marc Sautelet, Service recherche et développement, Eric Taquet, etaquet@egi.fr
AFM, SRAI, Lille, 03.20.57.98.70
HACAVIE, Lille, 03.20.50.13.11

BIBLIOGRAPHIE

1. Edel, Michel et Taquet, Eric Rapport intermédiaire et rapport final, IRRH mai 1998 et janvier 1999

Session II - III

Handicap visuel

L'accessibilité des sites Internet publics

Bernard DESCARGUES

Ministère de l'Emploi et des Affaires Sociales
Direction de l'Action Sociale
Sous-Direction du Développement Social, de la Famille et de l'Enfance
Paris Cedex
Email : bernard.descargues@santé.gouv.fr

L'accessibilité des NTIC aux personnes aveugles et malvoyantes, enjeux et perspectives.

La possibilité de maîtriser l'information est dans nos sociétés modernes un enjeu majeur de l'accès à l'autonomie personnelle et sociale des personnes aveugles. La conquête de cette plus grande autonomie est jalonnée par trois grandes étapes qui sont chacune incarnées par une technique qui améliore sensiblement la situation précédente en ouvrant un accès à de nouvelles sources d'information.
La première période est tout entière dominée par l'invention du braille, technique d'une remarquable simplicité et efficacité qui donne aux personnes aveugles l'accès à l'écrit. Toutefois, l'impression du braille demeure difficile et coûteuse ce qui restreint sa diffusion et ne permet d'offrir aux personnes aveugles qu'une très faible proportion de l'information disponible, le plus souvent avec retard.

La seconde période voit le braille fortement concurrencé par des supports sonores de masse apparus avec le magnétophone à bande puis à cassette, plus faciles et moins coûteux à produire et à diffuser.

La troisième période dans laquelle nous nous trouvons parachève cet élargissement te puisque les personnes aveugles peuvent accéder à toujours plus de nouvelles sources d'information écrite, peuvent même caresser la perspective d'un accès sans limites.
En effet, la numérisation de l'information qui est à la base de l'informatique a pour la première fois permis aux personnes aveugles et malvoyantes un accès immédiat, direct sans aucun traitement préalable à l'information écrite restituée, grâce à plusieurs types de périphériques adaptés, soit en synthèse vocale, soit en braille, sous forme papier ou en braille éphémère qui est l'équivalent de l'écran vidéo.
Si le développement de l'ordinateur personnel et de la bureautique dans les années quatre vingt ont essentiellement donné lieu à une utilisation individuelle et locale, le plus souvent dans le cadre d'une activité professionnelle qu'ils ont largement facilité, la mise en réseau et la circulation généralisée d'informations numérisées laissent espérer aux personnes aveugles et malvoyantes un accès plus aisé à l'ensemble des activités de la vie sociale.

Quelques exemples peuvent illustrer cette perspective qui dans certain domaine est déjà réalisée. C'est tout particulièrement le cas du domaine du droit dont l'essentiel de la production, textes législatifs et réglementaires et décisions des juridictions, est maintenant disponible sur support numérique accessible, qu'il s'agisse de banque de donnée diffusée sur Internet ou d'éditions électroniques diffusées par les éditeurs spécialisés. Dans le même temps les éditeurs généralistes sont amenés à réorganiser l'ensemble de leur chaîne de production afin de conserver la version de base numérisée de chacun de leur produit éditorial qui pourra être distribué selon la forme éditoriale demandée.

La prise de conscience des possibilités et des enjeux nés de l'envahissement de l'économie et de la société par les NTCI pour les personnes handicapées, en particulier pour les personnes aveugles et malvoyantes s'est révélée plus rapide qu'on aurait pu le craindre puisque des actions concrètes ont été entreprises, au plan international dès 1996, et par les pouvoirs publics français moins de deux ans après le lancement du PAGSI.

Pour rattraper un retard constaté dans le développement en France des NTIC, le gouvernement a lancé en 1997 le programme d'action pour le d développement de la société de l'information (PAGSI)(www.internet.gouv.fr) dont l'un des objectifs prioritaires vise à favoriser l'appropriation d'Internet par l'ensemble des citoyens et à lutter contre les risques d'exclusion sociale des publics fragiles qui serait la conséquence inéluctable de leur mise à l'écart de ces techniques.
C'est dans ce contexte, qu'en réponse à l'interpellation des pouvoirs publics par plusieurs acteurs de la déficience visuelle sur l'accessibilité des sites Internet publics, le Premier ministre a annoncé lors d'une séance extraordinaire du conseil national des personnes handicapées la mise en place par la ministre de l'emploi et de la solidarité d'une mission d'évaluation des conditions et des modalités d'accès des personnes aveugles et déficientes visuelles aux NTIC dont le

rapport doit être remis à la fin du mois de juin. Cette évaluation devra s'appuyer sur un bilan de la situation en France pour tracer des orientations d'actions à mettre en œuvre par les pouvoirs publics et par les acteurs des nouvelles technologies de l'information et de la communication ainsi que par les utilisateurs aveugles et déficients visuels.

L'adaptation des NTIC, et en particulier d'Internet pour assurer le maintien d'une accessibilité effective et ouverte est une bataille permanente qui se livre sur deux grands fronts en même temps, l'adaptation du Web et l'adaptation au Web.

Le premier domaine relève principalement de la responsabilité sociale face à l'exclusion de certains
De ses membres. Conscient de ce risque et de ses responsabilité, En 1996, le World Wide Web Consortium (W3C)(www.w3C.org) lance l'initiative WAI (Web Accessibility Initiative) dont le but est de promouvoir l'accessibilité du Web à tous et en particulier aux utilisateurs handicapés, notamment par la publication de trois guides de recommandations destinés respectivement aux promoteurs de sites Web, aux concepteurs de navigateurs et d'éditeurs de sites.

Ces recommandations, élaborées par consensus présentent des solutions assez simples pour résoudre les problèmes techniques, fondées sur l'utilisation d'équivalents textuels qui dupliquent en quelque sorte les formes particulières, les images par exemple qui ne peuvent être interprétées par les logiciels de revues d'écran.

A l'occasion d'une interpellation par l'Association Braillenet (www.braillenet.jussieu.fr) concernant l'accessibilité du site du premier ministre, (www.premier-ministre.gouv.fr) le secrétariat à l'information du gouvernement (SIG) qui en a la responsabilité a saisi l'occasion de l'application concrète des recommandations du W3C pour les faire traduire, les diffuser largement, en particulier sur le site du PAGSI (www.internet.gouv.fr), en assurer la promotion dans le cadre des réunions du club des webmasters des ministères et des institutions publiques qu'il anime régulièrement.

La circulaire du premier ministre du 7 octobre 1999 qui fixe pour les services et les établissements publics de l'état les règles d'organisation et de présentation des sites Internet ainsi que les procédures à respecter lors de leur création prévoit expressément que ceux-ci doivent être accessibles aux personnes aveugles et déficientes visuelles et à cet effet doivent satisfaire au niveau I des recommandations du WAI, donnant ainsi à ces recommandations une reconnaissance publique officielle.
Parallèlement le commissariat général au plan a mené une série de travaux concernant les nouvelles technologies de l'information et de la communication et la modernisation de l'état dont deux rapports intitulés respectivement, l'accès aux données publiques et l'état et les NTIC, vers une administration à accès pluriels ont été remis au Premier ministre qui a décidé que leurs résultats serviraient de base aux décisions d'un comité interministériel en septembre.

Même si elles ne traitent pas la question particulière de l'accessibilité des personnes aveugles les analyses et les propositions contenues dans ces rapports constituent une véritable ouverture puisqu'elles s'attachent à préserver l'accès de l'ensemble de la population aux nouveaux services proposés par les administrations, qu'il s'agisse de données juridiques et ou administratives en ligne ou de télé procédures permettant de simplifier et de rapprocher des citoyens les démarches administratives telle l'obtention d'une fiche d'état civil par exemple. Pour cela il faut, comme le préconise la circulaire déjà citée que les documents soient proposés au format les plus couramment utilisés et, à l'exemple des sites publics américains que les sites publics français devraient pouvoir être lus avec les versions 2 des principaux navigateurs.

Il est dans la mission d'intérêt général de l'état et de toutes les autres collectivités publiques d'assurer un accès systématique des informations et de leur service quelles que soient les formes particulières que ceux-ci sont amenés à prendre. Pour cela il doit se donner les moyens d'observation de la situation réelle au regard de l'accessibilité ainsi que de la promouvoir auprès de ses services par le conseil, l'expertise et la formation.

Cette exemplarité de l'état devrait avoir de surcroît un effet d'entraînement sur les autres collectivités publiques et sur le secteur privé.

La remise prochaine du rapport de Christian Paul sur la préfiguration d'une instance de corégulation de l'Internet devrait également fournir l'occasion d'élargir la problématique de l'accessibilité au secteur privé qui devrait opportunément figurer au nombre des sujets dont elle serait amenée traiter, une représentation des personnes handicapées dans cette instance renforçant utilement cette prise en compte.

Ce secteur aura d'ailleurs à traiter de la question sensible de l'édition électronique et de la protection des droits d'auteur qui pourrait amener, au nom de la lutte contre le piratage l'utilisation de blocs techniques interdisant toute copie et n'autorisant l'utilisation de l'œuvre que dans son format de production qui serait inaccessible aux personnes aveugles. Si la diffusion du format XML jette les base d de l'édition électronique accessible dans tous ses éléments textuels, son développement est lié à la rapidité d'acceptation sociale de ce nouveau produit qui bouleversera les habitudes de lecture, un élargissement rapide de ce marché dans un

contexte de concurrence accru poussait probablement à une plus grande ouverture de la protection des droits d'auteurs, alors qu'un développement limité pousser au contraire à un raidissement de ces derniers.
Il convient pourtant de s'interroger sur le sens du concept d'accessibilité ou tout au moins sur son étendue, sa profondeur. Doit-on prendre à la lettre l'expression d'accessibilité universelle avancée par le WAI et militer en conséquence pour que tous les sites Web, tous les produits d'édition électronique soient accessibles aux personnes aveugles, au besoin en bridant l'utilisation de moyens techniques même s'ils améliorent la présentation du site et s'ils augmentent l'efficacité de sa production ?

A l'inverse, considérant le caractère déraisonnable et illusoire de telles velléités considérer que l'objectif serait de garantir l'accessibilité à l'information et aux services de base tout en assurant, au besoin par des moyens incitatifs une diversité suffisante d'offres accessibles dans les différents secteurs pour permettre une liberté de choix de chacun, sans pour autant rechercher l'exhaustivité ; l'objectif serait atteint pour le secteur dès lors que plusieurs banques offriraient un service de gestion de compte accessible garantissant une liberté de choix.

Le seconde dimension à considérer concerne l'accès aux nouvelles technologies de l'information et de la communication. Cet aspect de la question s'attache plus particulièrement aux outils adaptés permettant de décrypter le signal numérique pour le restituer aux personnes aveugles ou malvoyantes sous une forme qu'elles peuvent comprendre, le braille ou la voix. Pour qu'il en soit ainsi, le signal numérique doit obligatoirement être codé en mode texte, soit directement pour le texte lui-même soit renvoyé à une information textuelle lorsqu'il s'agit d'images ou d'icônes employées dans le mode graphique mis en œuvre par Windows. La numérisation en mode image utilisée par certains organismes avec des logiciels propriétaires comme acrobat reader n'est pas accessible aux personnes aveugles puisqu'elle restitue le texte en fac similé ; pour être accessible elle devrait, comme pour le texte papier être traduite par un logiciel de reconnaissance de caractère, solution qu'il est envisagé à terme d'intégrer dans les revues d'écran.

Ces aspects techniques permettent de distinguer au sien de la population des personnes aveugles et malvoyantes deux sous-catégories d'inégales importance dont les besoins et les solutions d'accessibilité aux NTIC diffèrent radicalement : les personnes aveugles et gravement malvoyantes, c'est-à-dire dont la vision n'intervient qu'à titre complémentaire ont besoin d'un logiciel adapté, une revue d'écran interprétant l'information de l'écran pour la leur restituer en braille ou sous forme de voix, alors que les personnes malvoyantes qui sont les plus nombreuses n'ont besoin que d'une présentation aménagée de l'information de l'écran par des moyens optiques.

Pour profiter pleinement des possibilités prometteuses portées par les NTIC les personnes aveugles dont il est essentiellement question dans cette présentation doivent disposer d'outils, matériels et logiciels, fiables, faciles à mettre en œuvre et simples à utiliser, à des conditions financièrement abordables.

Avec la généralisation de la micro informatique sont très vites apparus les périphériques adaptés, imprimantes brailles, plages de braille éphémère, voix de synthèse vocale; cette dernière devient une application courante grand public et voit ses performances augmenter alors que ses prix ne cessent de baisser. Au contraire, quoique bien maîtrisée, la technique des afficheurs brailles demeure très onéreuse et représente au minimum trois fois le prix du logiciel de revue d'écran.

Les moyens en recherche développement nécessaires à la mise au point d'un logiciel de revue d'écran capable de suivre avec le moins de retard possible les évolutions incessantes des NTIC accentuent la tendance à la concentration qui porte en germe le risque du monopole d'un produit américain. Dans ces conditions il apparaît que seule la coopération européenne soutenue par les instances communautaires dont le point 7 de l'initiative pour une société de l'information et de la communication est consacré aux personnes handicapées est probablement la seule solution à même de dégager les moyens nécessaires pour relever ce défi et disposer d'un produit totalement adapté aux habitudes des personnes aveugles du continent.
La qualité et l'efficacité de ces outils adaptés est affectée dans une très large mesure par les services qui les accompagnent, qu'il s'agisse de leur adaptation aux différents matériels informatiques existants dans le milieu professionnel ou à domicile, des formations proposées, de la maintenance et du suivi.

S'il est dans la mission des pouvoirs publics d'élaborer et de mettre en place un cadre stable, favorisant la production d'outils adaptés de qualités et le développement de services efficaces proches des demandeurs, notamment en organisant leur financement dans des conditions qui permettent à toute personne aveugle de se les procurer si elle le souhaite, il n'est pas souhaitable, et probablement pas possible qu'ils se substituent aux opérateurs privés pour gérer directement ces produits et ces services.

En France le financement des aides techniques destinées aux handicapés visuels est assuré dans de bonnes conditions, par l'association pour l'insertion professionnelle des personnes handicapées (AGEFHIP), pour les personnes employées dans le secteur privé, les étudiants et les lycéens, et, pour les fonctionnaires et agents publics, par les administrations publiques qui disposent de crédits prévus à cet effet; l'état a récemment mis en place un fonds interministériel dont les crédits viennent compléter ceux de chaque ministère.
Par contre, le financement de ces aides techniques

adaptées n'est pas organisé pour les très nombreuses personnes aveugles qui n'ont pas d'activité liée à la vie professionnelle, ce qui donne lieu à la débrouille pour compléter l'apport personnel par des aides publiques ou privées, le plus souvent indispensable lorsqu'on sait qu'un organiser adapté valant 4000 francs dans le commerce est proposé avec un afficheur braille à 50 000 francs.

En guise de conclusion provisoire de cette présentation des perspectives et des enjeux de l'accès des personnes aveugles et malvoyantes à la société de l'information je voudrais vous faire part de mon sentiment personnel tiré de l'utilisation déjà ancienne de ces outils dans l'exercice quotidien de mes activités de fonctionnaires où j'ai pu apprécier leur appui irremplaçable et qui m'ont permis d'assurer des fonctions de responsabilité, ce qui eût été impossible sans ces aides.

Le développement d'Internet, par les échanges généralisés qu'il organise décuple les effets initiaux de la numérisation en ouvrant aux personnes aveugles des sources d'information quasiment illimitées, ce qui leur offre pour la première fois un choix véritable.

La prise de conscience des enjeux de l'accessibilité dont témoigne ma mission, de la part des pouvoirs publics et de nombreux autres acteurs de la société de l'information doit se concrétiser par des actions effectives s'inscrivant de préférence dans les projets en préparation pour renforcer le développement des NTIC, qui concernent aussi bien le secteur public comme levier de sa modernisation, que le secteur privé.

A l'effort de la collectivité devra répondre le dynamisme des acteurs du secteur de la déficience visuelle pour faciliter par des produits et des services toujours mieux adaptés et simples à utiliser pour faciliter l'accès à la société de l'information des personnes aveugles et malvoyantes. Ceci passe sans aucun doute par une coopération plus étroite entre ces acteurs qui devront fonctionner en réseau pour atteindre la masse critique tout en laissant l'espace suffisant à l'émulation d'une compétition régulée au service de la collectivité des personnes aveugles et non-voyantes qui au final devront s'approprier ce nouveau champ d'action.

A ces conditions je ne doute pas que la société de l'information ne tienne les promesses ouvertes par l'ère de la numérisation, de plus d'autonomie et de liberté de choix pour les personnes aveugles et malvoyantes, pour d'avantage d'intégration sociale.

L'embauche de conseillers aveugle en Vente par Téléphone par les 3 SUISSES

Pierre BREEM

Direction des Services Clientèle
20, place Vauban
59100 La Madeleine
Email : pbreem@3suisses.fr

Le Handicap: une force de l'Entreprise
Dès la promulgation de la loi du 10 Juillet 1987, l'entreprise 3SUISSES s'était engagée résolument dans l'embauche de personnes handicapées. Un Premier accord d'entreprise est signé en 1990 visant à atteindre puis à dépasser le taux de 6% imposé par la loi. 2 autres accords ont suivi permettant de porter à 7,5% le taux d'emploi de personnes handicapées et définissant les actions contributives à l'atteinte de cet objectif.

En 1991, une première action innovante avait consisté à collaborer à la création, en commun avec la Sté Flandre Ateliers, une société de travail adapté, d'un centre téléphonique adapté à l'emploi de personnes présentant un handicap physique compatible avec l'accueil des clients 3SUISSES au téléphone. En 2000, cette structure emploie régulièrement une cinquantaine de personnes.

Parallèlement à cette expérience, 3 Suisses intégrait en son sein, de nouvelles personnes handicapées par l'intermédiaire d'une cellule créée spécifiquement dans ce but.

3 SUISSES et la vente par téléphone
Les clientes peuvent utiliser plusieurs moyens pour entrer en contact avec les 3S: le courrier, le téléphone, la réponse vocale (Chouchoutel), le Minitel, le fax, internet, l'espace 3S. Elles privilégient le téléphone, c'est pourquoi il existe des centres téléphoniques 3S sur l'ensemble de la France et plus particulièrement sur chacune des 9 villes des plaques Audiotel France Télécom.

Les clientes sont accueillies au téléphone par des conseillers et des conseillères qu'elles appellent :
- pour des demandes d'information
- pour des commandes
- pour des réclamations

Nous profitons du contact avec la cliente pour lui faire les propositions commerciales qui peuvent l'intéresser, soit des articles de remplacement ou de complément, soit des services liés à sa commande (24h domicile, montage de meubles, garantie étendue, etc...)

Pour être performant, le conseiller doit être capable d'identifier rapidement l'objet de l'appel de la cliente et d'apporter la solution attendue en consultant une banque de données volumineuses concernant le client, les articles et les services demandés ou proposés.

Pour ce faire, les conseillers disposent d'un logiciel développé en interne sur un système IBM VMS 900. Environ 1000 terminaux de type 3270 y sont connectés.
Les interrogations du système central se font en temps réel et sont guidées par le dialogue client-conseiller.
Ce logiciel comporte une série de pages-écrans composées de zones d'information et ou des zones de saisie non linéaires et qui sont disposées essentiellement pour permettre des gains de productivité parce qu'ils sont utilisés également par les opératrices du traitement du courrier.

Par ailleurs, l'accès aux différentes bases d'informations se fait par des codes qu'il faut mémoriser, parce que le système ne permet pas d'aide en ligne.

Enfin l'application des bonnes procédures nécessite que l'on vérifie simultanément un certain nombre d'indications sur des masques différents,

Tout cela dans un temps limité (en moyenne 3 mn par appel).

La formation est généralement assez longue (3 semaines en salle, entrecoupées de périodes d'application au poste de travail, et d'un accompagnement par le responsable hiérarchique ou le formateur). Il faut 2 mois pour être à l'aise dans le traitement des communications courantes,
4 à 6 mois pour maîtriser le métier.
A signaler que la rémunération des conseillers comporte une partie variable liée aux résultats obtenus dans les propositions commerciales faites aux clientes.

L'histoire d'un défi
En fin d'année 1993, 3 ans après le création du CTA, et dans le cadre des recrutements de personnes handicapées réalisées en commun avec la société Flandre Ateliers, nous avons reçu la candidature d'un non-voyant.

Le premier réflexe a été de ne pas donner suite à cette candidature, puisque le métier implique la manipulation d'un écran informatique; et puis à la faveur de la découverte fortuite d'un matériel pour non-voyant, au cours d'une journées "portes ouvertes" organisée par l'association Valentin Haüy, nous nous sommes dit: "*pourquoi pas ?*"

Un poste de travail a été adapté sur le site de Flandre Ateliers grâce à un terminal braille de la société Eurobraille, disposant d'un afficheur braille de 80 cellules et d'un clavier spécialisé.

Nous avons constitué un premier groupe de pilotage avec des représentants de Flandre Ateliers, de l'EPSR de Lille, d'un fabricant de matériel spécialisé (Eurobraille), de L'ERDV de Loos et de l'informatique 3S et nous avons défini en commun les conditions de réalisation de cette première expérience.

L'ERDV nous a proposé un candidat - Philippe Vervondel - qui est arrivé en Août 94 et qui a commencé sa formation aux procédures 3SUISSES puisqu'il connaissait déjà le matériel installé et qu'il pratiquait le braille depuis 5 ans.

L'apprentissage de Philippe a duré 6 mois; la formation initiale a été assurée pendant 3 semaines par une formatrice, certaines tâches plus délicates ayant été mises provisoirement de côté; puis Philippe a été accompagné en permanence sur son poste par un de ses collègues voyant dont la mission était de commenter l'écran et de donner des indications sur la procédure à suivre lorsque cela s'avérait nécessaire.

Au terme de sa formation, Philippe était capable de traiter 80% des commandes qui lui parvenaient (les autres communications étaient transférées sur des collègues disponibles), mais dans des conditions de productivité inférieure d'environ 30% à celle de ses collègues. De plus certaines taches lui étaient évitées en raison de la complexité des bases de données à consulter ou de la disposition des écrans à consulter.
La démonstration était faite que le métier pouvait être exercé, tout au moins en partie, par un non-voyant; cependant pour que le projet soit économiquement viable, il fallait maintenant inventer des solutions visant:

- à permettre aux non-voyants de réaliser l'ensemble du métier (y compris le traitement des réclamations)
- à atteindre le même niveau de productivité que les voyants.
- à réduire sensiblement le temps de formation

L'enjeu était d'importance puisqu'il s'agissait de permettre l'embauche de non-voyants dans tous les centres téléphoniques 3S de France.

Un outil adapté

L'outil à concevoir devait prendre en compte les aspects suivants:

- pour un aveugle, le recours à l'écran, au moins dans le cade du métier, est permanent;
c'est là qu'il trouve les informations dont il a besoin, c'est par lui qu'il communique, il lui sert de bloc notes, de pense-bête, etc... Les support papiers et en particulier les catalogues ne lui sont d'aucune utilité.
- la charge mentale est très forte: la composition des pages-écrans, les codes d'accès, les protocoles de traitement des réclamations, nécessitent pour ceux qui n'ont pas le possibilité de saisir les éléments utiles d'un simple coup d'œil, une effort de représentation mentale et de mémorisation considérable.
- la navigation d'une page à une autre est forcement limitée lorsque la prise de connaissance de l'information implique le parcours de chaque ligne de l'écran , par une lecture linéaire et exhaustive de tout ce qui se trouve sur la ligne.
- le choix des propositions commerciales à faire à la cliente s'appuie principalement sur des éléments saisis tout au cours du parcours de ces pages-écran.

Il nous fallait trouver le moyen:
- de simplifier et d'accélérer le processus de prise de connaissance de l'information
- de permettre l'accès à toutes les tâches du métier
- de réduire sensiblement les temps de formation initiale

A ce stade de réflexion, nous avons été mis en contact, de façon fortuite, avec Dominique BURGER et avec son équipe de l'INSERM. Nous avons trouvé d'emblée, chez ce spécialiste de la conception d'interfaces pour les non-voyants, une oreille attentive, voire un réel enthousiasme pour l'étude de ce projet qui restait à construire et qui lui paraissait cependant être du domaine du possible.

Dès lors l'avancement du projet s'est réalisé en plusieurs étapes:

1) une étude complète du poste de travail et du comportement de la personne non-voyante (Philippe Vervondel), a permis à Mr Burger de proposer des solutions:
 Améliorations techniques concernant le fonctionnement du terminal braille en lien avec la version DOS de l'ordinateur.
 Améliorations ergonomiques touchant à:
. L'organisation différente du poste de travail
. La reconception des écrans
. La reformulation des messages système pour plus de concision, pour une meilleure lisibilité.
. L'utilisation des possibilités sonores du système informatique
. L'installation de fonctionnalités hypertextes

. La conception de la plage braille comme boîte de dialogue

 Des interventions à plusieurs niveaux:

 Une analyse fonctionnelle détaillée

 La modification du logiciel d'accès à la banque de données de 3S.

 La modification du logiciel de relecture de l'écran

 La réalisation d'une **interface sur micro-ordinateur** :

"Puisqu'il faut utiliser un ordinateur de type PC pour adapter le poste de travail et recevoir le terminal braille, il est possible d'exploiter la capacité de calcul de cet ordinateur et ses possibilités multimédias pour concevoir une couche logicielle d'interface spécifique, permettant l'accès à la banque de données par le réseau avec une présentation des données et des mécanismes de dialogue homme-ordinateur tout à fait différents sans affecter le fonctionnement du programme-hôte.
C'est sur ce principe qu'un service de vente par Minitel a été développé par le service informatique 3S. Ce principe peut s'appliquer au développement d'une interface adaptée pour des personnes handicapées visuelles."

2) L'adhésion rapide de l'AGEFIPH à ce projet en la personne de la responsable de l'agence de Lille, Mme FRADIN, qui n'a cessé d'apporter son soutien et son encouragement à aboutir, de son Président et de son Directeur Général, qui nous ont reçus et nous ont même fait l'honneur d'une publication dans le journal "Infos" de l'Agefiph.
Après une étude circonstanciée du dossier, l'Agefiph a décidé de subventionner le projet à hauteur de 70% du budget, couvrant l'étude préalable de N.PICAN, ergonome, et le travail de d'analyse et de développement proposé par l'INSERM, les 30% restant étant autofinancés
par 3S.
En contrepartie, 3SUISSES s'est engagé à embaucher 27 non-voyants (3 par région) sur des postes de conseillers téléphoniques

3) Un nouveau comité de pilotage a été crée, intégrant les initiateurs du projet, qui a pris le nom d'ULYSSE, mais aussi d'autres partenaires dont la mission était d'accompagner le projet, d'en valider les aboutissants, et d'aider à la préparation des structures et des procédures de recrutement et de formation des futurs candidats (l'UASO, le GIRPEH, l'ANPE, la DDTE, REMORA)

4) la signature des contrats liant 3SUISSES:

 Et l'AGEFIPH concernant les conditions de financement du projet et d'embauche des non-voyants ainsi que la transférabilité du projet sur d'autres entreprises avançant vers le même objectif.

 L'INSERM quant au développement et à la livraison du logiciel adapté, baptisé plus tard "Argos"

5) Parallèlement, 3SUISSES développait une première série d'embauches d'une quinzaine de personnes sur plusieurs sites de son réseau téléphonique, se fondant sur l'expérience réussie de Ph. Vervondel dans le cadre du CTA, et en recherchant des candidats avec l'aide précieuse de ses partenaires (l'UASO, FLANDRE ATELIERS, l'EPSR,...), ce qui a permis de porter à 15 le nombre de non-voyants et mal-voyants à Décembre 1999.

6°) A ce jour, le logiciel ARGOS est en cours de mise à disposition des 3SUISSES
Le développement en est terminé, il a été expérimenté en site réel par 4 utilisateurs différents qui ont exprimé leur satisfaction et les avantages qu'ils trouvaient au passage sur Argos:
Les résultats atteints peuvent se résumer en ces termes:

* La recomposition des écrans fait gagner du temps et économiser de la fatigue
* La plupart des codes ont été traduits en clair.
* L'application des procédures est fortement facilitée par les liens hypertexte
* La navigation entre les bases d'information étant facilitée, l'accès aux différentes tâches du métier est maintenant possible
* La charge mentale est allégée par l'accès en clair aux informations recherchées et par une aide en ligne .
* Les temps de communication et la productivité sont maintenant proches de ceux des voyants
* Les performances commerciales ne sont pas altérées par le passage sur Argos

Les éléments de validation définitive sont encore à étudier au cours d'une réunion à venir du comité de pilotage, mais dors et déjà, il est possible de dire que nous avons abouti au résultat escompté

Des équipes qui bougent

Force est de constater que dans les équipes qui ont intégré un ou plusieurs non-voyants, les personnes ont majoritairement évolué dans leurs représentations personnelles:

 Les collègues d'un non-voyant ont un autre regard sur le handicap; on est passé de la crainte à l'ouverture, voire dans certains cas à un engagement social (personnel ou associatif).

 Les personnes relativisent leurs propres ennuis de santé et montrent plus d'objectivité dans ce qui peut les affecter.

 On constate également une évolution des comportements d'intolérance qui pouvaient exister auparavant (même dans des domaines autres que celui du handicap).

- Il n'est pas rare qu'il se forme autour du non-voyant un groupe de soutien et d'aide qui renforce l'esprit de solidarité de l'équipe.
- Les équipes découvrent également qu'elles peuvent avoir une autre attitude d'écoute dans la communication avec leur cliente, le non-voyant les précédant généralement dans la compréhension de l'expression de la cliente.

Ces éléments, moins mesurables scientifiquement, suffiraient cependant, d'un point de vue simplement humain, à justifier la poursuite ou le renouvellement de telles expériences.

Lisibilité d'un livre électronique pour des malvoyants

Pauline VIGOUREUX Dominique BURGER

pauline.vigoureux9@libertysurf.fr Dominique.Burger@snv.jussieu.fr
INSERM U 483
Université Pierre et Marie Curie
9, quai Saint Bernard
75252 Paris Cedex 05

RESUME
Nous étudions l'utilisabilité du livre électronique Cytale par des personnes malvoyantes. Nous analysons dans un premier temps les besoins des utilisateurs malvoyants, puis nous en déduisons des recommandations pour améliorer l'accessibilité du livre électronique.

MOTS CLES: Livre électronique, handicap visuel, malvoyants.

INTRODUCTION

Un des problèmes majeurs rencontré par les personnes handicapées visuelles est celui de l'accès à l'information, donc à la lecture. Les personnes malvoyantes doivent utiliser un matériel informatique spécialisé (zoomtext, téléprojecteur, loupe, etc. où l'utilisation d'un ordinateur est quasi indispensable) qui est coûteux, lourd et encombrant.

Le livre électronique, proposé par l'entreprise Cytale S.A., est un outil destiné au grand public mais qui par ses fonctionnalités d'amélioration de la lisibilité est un outil qui pourrait rendre accessible n'importe quel ouvrage aux utilisateurs malvoyants, à partir d'Internet, sans passer par un ordinateur ou autre outil encombrant.

Cette étude avait pour objectif d'étudier l'utilisabilité du livre électronique Cytale par des personnes malvoyantes.

Elle a permis de mieux comprendre les besoins de ces personnes et de proposer des recommandations pour améliorer l'accessibilité du livre électronique [5].

MATERIEL

Un livre électronique se présente sous la forme d'une tablette comportant un écran tactile à cristaux liquides. La taille de l'écran varie suivant les modèles, du format A4 au format A5. Le poids est compris entre 400 g et 2 kg. Un livre électronique vise à stocker les fichiers numériques de plusieurs dizaines d'œuvres. Il est équipé d'un modem permettant la liaison avec un site Internet proposant la commercialisation d'ouvrages numériques [3].

Le livre électronique Cytale, d'un poids de 800 grammes, est muni d'un écran de 21 cm par 16 cm (10.4 pouces). Des commandes simples permettent de tourner les pages, de changer de livre, de rentrer dans une bibliothèque[2].

Sa capacité mémoire lui permet de contenir jusqu'à 150000 pages, soit environ 30 livres et l'ajout de cartes PCMCIA permet de stocker plusieurs centaines d'ouvrages supplémentaires. La lisibilité a été particulièrement soignée avec la possibilité pour le lecteur de choisir plusieurs paramètres de présentation tout en conservant une mise en pages proche de l'original. Son autonomie est de cinq heures environ, suivant la luminosité choisie.

Les différents contenus proposés sont accessibles par téléchargement sur Internet.

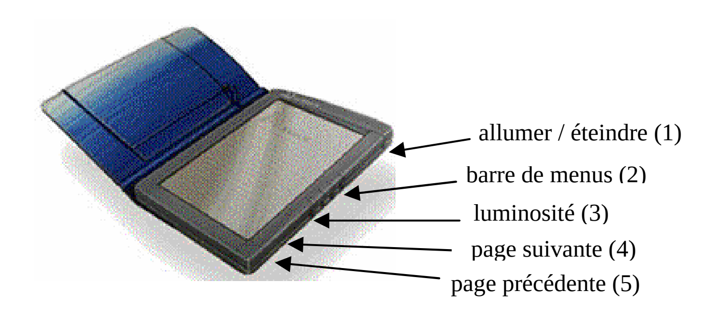


Figure 1: Livre électronique Cytale [1]

De nombreuses fonctionnalités sont proposées par le livre électronique Cytale.

La barre de menus (2), accessible par un bouton situé sur la tranche de la plate-forme, propose plusieurs actions possibles:

- un accès à une barre de menus qui permet d'interagir avec le texte après avoir sélectionné un mot ou un groupe de mots. On peut ainsi:

. surligner ou souligner du texte
. rattacher des notes à la partie sélectionnée (affichage d'un clavier tactile en bas de page).
. supprimer temporairement ou définitivement les notes, surlignages, soulignages effectués
. rechercher les occurences d'un mot
. rechercher la définition d'un mot dans un dictionnaire.

- un accés à n'importe quelle page du texte
- un choix de la taille des caractères et de la police (7 choix possibles)
- une aide à la navigation.

On peut également régler la luminosité (3), afin d'adapter le rétroéclairage de l'écran à l'ambiance lumineuse extérieure.

Enfin, les deux derniers boutons du côté permettent d'ouvrir la page suivante (4) ou la page précédente (5) du texte.

METHODE

L'évaluation s'est déroulée au cours de séances individuelles avec des personnes malvoyantes. Après une présentation et une démonstration succincte du livre électronique Cytale, l'utilisateur était invité à réaliser deux types de tâches en fonction du degré de son handicap. Il devait, soit manipuler lui-même le livre électronique en suivant les instructions demandées, soit lire une partie du texte, les manipulations de la plate-forme étant réalisées par l'expérimentateur.

Les utilisateurs étaient invités à s'exprimer librement sur l'utilisation du livre électronique et à proposer de nouvelles fonctions.

Les résultats ont été recueillis par entretien semi - directif et par observation.

De plus, un ordinateur a été utilisé au cours de l'entretien pour montrer aux utilisateurs différents types de présentation de pages HTML transformées par des feuilles de style (choix de différentes polices et tailles de caractères et de différents contrastes chromatiques).

SUJETS

L'étude a été réalisée auprès de neuf utilisateurs malvoyants, rencontrés dans trois lieux différents:

- Laboratoire INOVA de l'INSERM à Jussieu.
- Hôpital des Quinze-Vingts, en liaison avec une consultation d'orthoptie.
- Association Valentin Haüy, dans le cadre de son club informatique.

Nous pouvons diviser les utilisateurs en deux groupes d'âges:

- 4 utilisateurs entre 25 et 50 ans
- 5 utilisateurs de plus de 75 ans.

Leur type de handicap était très variable. Cette variabilité entraîne donc une grande diversité d'outils utilisés et de capacités à lire avec ou sans aide, des documents [4].

Déficience	Nombre d'utilisateurs
1/10ème - 1/20ème	5
1/20ème - 1/40ème	2
+ de 1/40ème	2

Figure 2: Tableau regroupant les utilisateurs selon leur déficience.

RESULTATS

Les résultats des observations ont été regroupés selon les caractéristiques ou fonctionnalités générales du Cytale:

- Taille des caractères
- Luminosité
- Contraste
- Page de présentation
- Fonctions d'interaction.

Ils sont suivis des propositions des utilisateurs de nouvelles fonctions du livre électronique.

Taille des caractères

Sur 9 personnes, 5 ont pu lire le texte en choisissant la taille et la police des caractères les plus appropriées.

Pour les 4 autres personnes, aucune proposition ne convenait. Ces personnes choisissaient sur l'ordinateur, la plus grande taille proposée, c'est-à-dire 50.

Luminosité

Il y a eu une grande diversité de choix de luminosité due à la variabilité des handicaps visuels .

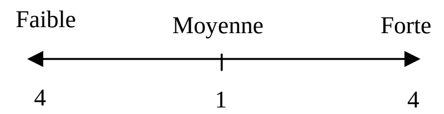


Figure 3: Choix des utilisateurs sur l'échelle de la luminosité

Contraste

7 personnes sur 9 ont apprécié le contraste proposé (fond blanc - caractères noirs). Les autres utilisateurs souhaiteraient pouvoir choisir leurs paramètres de couleur de fond d'écran et de caractères.

Page de présentation

Un grand nombre de personnes a eu des difficultés à lire les titres des livres et les menus principaux de la page d'accueil. Ceci car ils ne pouvaient être grossis.

Fonctions d'interaction
La taille du clavier et la taille du mot saisi étaient trop petites pour plusieurs utilisateurs.

PROPOSITIONS DES UTILISATEURS

- Traducteur français - anglais ou français - italien etc.
- Dictionnaire d'anglais, d'italien etc.
- Téléchargement de n'importe quel autre document que les livres proposés sur le site (lettre, article personnel...) : possibilité de pouvoir scanner un document pour pouvoir le lire sans utiliser un ordinateur et pour pouvoir l'emporter n'importe où.
- Mise en mémoire d'une page, d'une expression ou même d'un mot pour le retrouver plus tard et pouvoir éventuellement l'imprimer.
- Mettre un pied amovible derrière la plate forme pour pouvoir le poser sur une table sans être obligé de le soulever ou de s'en approcher en ayant le dos courbé (les personnes déficientes visuelles ont souvent des difficultés motrices dues à un manque d'activité). Ce pied de soutien pourrait avoir plusieurs positions.
- Pouvoir écrire à n'importe quel moment un mot ou un texte, mais pas forcément attaché à un mot du livre lu.
- Possibilité de téléchargement de livres étrangers.
- Installer une synthèse vocale sur la plate-forme pour un meilleur confort de lecture des malvoyants et pour une accessibilité des non voyants.
- Possibilité de mettre en mémoire une photo ou même un film, avec un appareil numérique.
- Mettre en place un système de déroulement du texte, l'utilisateur pensait que ce n'était pas la peine de mettre la page entière sur l'écran. Pour lui, il vaut mieux avoir moins de texte mais avoir des caractères beaucoup plus gros, donc plus lisibles. Le défilement de la page se ferait par un ascenseur.
- Proposer une distinction plus précise entre les icônes des menus, soit avec des formes, soit avec des couleurs.
- Rajouter un menu pour personnaliser les couleurs d'écran et de caractères. Ceci faciliterait ainsi l'accessibilité aux malvoyants qui travaillent avec des couleurs différentes.
- Proposer des commandes supplémentaires comme un agenda, un bloc-notes, etc. pour que le livre électronique ait en plus du reste, la même fonction qu'un agenda électronique.

Le nombre d'utilisateurs étant relativement faible, nous ne pouvons donner de valeurs statistiques aux résultats. Ces valeurs sont seulement indicatives mais elles nous ont permis néanmoins d'obtenir un certain nombre de recommandations.

RECOMMANDATIONS

Les résultats de cette étude sur la lisibilité du livre électronique Cytale et ceux de l'étude sur ordinateur de la taille des caractères et des contrastes chromatiques conduisent à proposer quelques recommandations pour les fonctionnalités du livre électronique Cytale.

Ces recommandations appliquées permettront une utilisation de la plate forme plus adaptée aux personnes malvoyantes.

Affichage
Page de présentation:
modifier la présentation des icônes (contraste de couleur plus importante, taille des caractères plus grande).

Taille des caractères:
proposer de plus grandes tailles: entre 40 et 50.

Police des caractères:
proposer dans le choix de police les options caractères en gras (Arial Black), et caractères plus espacés (Arial).

Contraste fond d'écran - caractères:
proposer un choix de contrastes (par exemple, fond noir - caractères blancs ou fond bleu marine - caractères blancs).

Luminosité:
élargir le choix de luminosité avec les options luminosité plus forte et luminosité moins éblouissante.

Espacement des caractères, des mots, des lignes lorsque la taille des caractères est changée:
agrandir les espaces.

Navigation
Annulation de la sélection:
proposer la possibilité d'annuler toute sélection tactile.

Sélection d'un chapitre dans le sommaire du livre:
proposer la possibilité d'accéder directement à un chapitre en le sélectionnant dans le sommaire.

Cache pour suivre le texte:
proposer un cache électronique pour pouvoir suivre le texte. Ce cache soulignerait la phrase lue et cacherait les phrases suivantes.

Choix d'une page :
proposer un choix de page plus précis. Lors du choix de la page, les numéros de pages ne sont pas assez lisibles. Il faudrait qu'ils soient grossis de la même manière que les caractères.

Souligner un mot:
éviter le changement de couleur du mot car le vidéo-inverse peut gêner le lecteur et souligner le mot avec un trait plus épais.

Surligner un mot:
augmenter le contraste entre le jaune pâle et le blanc avec un jaune plus soutenu.
Clavier virtuel:
- proposer une plus grande taille des touches du clavier virtuel.
- proposer une plus grande taille du texte saisi (agrandissement similaire à celui des caractères du livre).

Touches de la barre de menu:
simplifier les *s*ymboles des touches (avec des formes différentes: carré-rond...ou avec des couleurs différentes) pour une meilleure distinction entre celles-ci.

CONCLUSION
Tous les utilisateurs ont manifesté un vif intérêt pour l'avancée technologique que représente le livre électronique, et la plate forme Cytale en particulier. Les effets positifs évoqués sont les suivants:

. coût peu élevé par rapport à un matériel adapté habituel
. portabilité
. autonomie dans leur vie quotidienne pour accéder à l'information
. facilité d'utilisation.

Ce public a exprimé une attente réelle vis-à-vis d'un tel outil, sous réserve de certaines améliorations évoquées dans les recommandations du présent rapport.

REMERCIEMENTS
Les auteurs remercient chaleureusement les personnes ayant contribué au bon déroulement de l'étude.
Ils remercient en particulier Olivier Pujol, pour les nombreux prêts de plate forme Cytale et pour ses conseils.

Ils remercient le Professeur Henry Hamart et Marie Michel-Deschamps du Centre Hospitalier National d'Ophtalmologie des Quinze-Vingts, ainsi que Monsieur Hamelot et son équipe du club informatique de l'Association Valentin Haüy, pour leur accueil et leur disponibilité.

Ils remercient enfin tous les utilisateurs ayant participé à l'étude, pour leur patience, leur envie de faire progresser la technologie et leur gentillesse.

BIBLIOGRAPHIE
1. Cytale "adresse internet: http://www.cytale.com"

2. Le Monde "adresse internet: http://www.lemonde.fr/doss/0,2324,3199-1-MIA-2066,00.html "
3. Libération "adresse internet: http://www.liberation.fr/ebook/ "

4. Safran, A.B. (1995) *Le déficit visuel: De la neurophysiologie à la pratique de la réadaptation*. Paris: Masson.

5. Spérandio J.C. (1987) *Introduction à l'ergonomie des logiciels*. La documentation française numéro 4.

Intégration d'un étudiant nonvoyant en Génie des Télécommunications et Réseaux

David GUIRAUD, Jérôme GALY, Philippe FRAISSE

IUT, Dépt. GTR
17, Quai du Port Neuf
34500 BEZIERS
David.Guiraud@iutbeziers.univ-montp2.fr
www.iutbeziers.univ-montp2.fr

RESUME
Les nonvoyants ont accès à un nombre relativement restreint de formation professionnelle. En particulier, lorsqu'une difficulté technique se présente, ni les organismes de formation, ni les professionnels, ne savent, ne peuvent ou ne veulent enlever l'obstacle. Les raisons sont multiples parmi lesquelles le manque d'information sur le handicap. Nous voulons montrer dans cette présentation, qu'avec de la volonté, de la réflexion, mais aussi des moyens humains et financiers, il est possible d'ouvrir des filières très techniques comme Génie des Télécommunications et Réseaux à une personne handicapée visuelle. Nous voulons aussi proposer les solutions techniques utilisées pendant la formation aux industriels pour que l'embauche d'un nonvoyant ne soit plus un problème. Finalement, nous espérons vous partager une aventure concluante pour que d'autres équipes emboîtent le pas.

MOTS CLES : Nonvoyant, Formation, Braille

INTRODUCTION

La formation

Le secteur des télécommunications et des réseaux est en pleine expansion, et la demande en technicien dans ce domaine reste soutenue. Certains secteurs resteront inaccessibles à une personne nonvoyante en particulier en télécommunications, mais d'autres, comme administrateur système, ne posent aucun problème. Parfois même, le nonvoyant peut être plus utile qu'une personne non handicapée quand il s'agit par exemple, de développer un site internet… accessible aux nonvoyants ! Nombre de ces emplois font intervenir uniquement l'outil informatique, généralement utilisé comme interface. Une personne handicapée visuelle peut remplir ces fonctions, moyennant quelques adaptations, de plus en plus performantes.

Le site de Béziers

Le département GTR fait partie de l'IUT de Montpellier. Le site est délocalisé sur Béziers, et le bâtiment répond aux normes de sécurité et d'accessibilité en vigueur. Le site est entièrement câblé en réseau informatique de type Ethernet 10BaseT, donnant l'accessibilité totale à toutes les ressources informatiques, de n'importe quel endroit de l'IUT. Cette particularité est l'une des clefs de la réussite du projet.

Objectifs du projet

- Donner à une personne déficiente visuelle l'accès à une formation technique BAC+2, dans un domaine porteur au niveau de l'emploi.
- Proposer aux recruteurs, des étudiants déficients visuels ayant une compétence égale à celle d'un voyant, et les solutions techniques lui permettant de travailler dans l'entreprise.

ADAPTATION DES DIFFERENTS OUTILS DE TRAVAIL

Nous sommes partis avec un certain nombre d'idées en tête, mais notre expérience nous a montré que la confrontation directe avec l'étudiant lui-même reste la seule méthode d'évaluation des options choisies. Ceci soulève indirectement la question de la perception que peut avoir un nonvoyant du monde extérieur. Il difficile d'imaginer toutes les difficultés que peut rencontrer a priori un nonvoyant lors de son travail. Malgré une longue réflexion préliminaire, de nombreuses solutions ont dû être modifiées. Cette étude préalable reste néanmoins essentielle car elle a tout de même permis de résoudre la plupart des questions, et surtout d'avoir de quoi travailler dès l'arrivée de l'étudiant. Une telle expérience ne s'improvise pas ! Plusieurs points nous ont posé problèmes et nous allons tenter de les décrire ainsi que les solutions trouvées.

L'outil informatique

Il est à la base de l'ensemble des solutions. L'étudiant nonvoyant n'a pas accès directement aux documents papiers et les impressions braille restent volumineuses et pas toujours simples à manipuler. La navigation dans le document par exemple est lourde. L'outil informatique s'impose alors naturellement parce qu'il présente un certain nombre d'avantages que n'offre pas le document papier.

Tout d'abord, le système est constitué d'un ordinateur portable muni d'une interface spécifique braille. Un clavier huit touches codant le braille huit points, remplace notre clavier standard, et une plage tactile braille, remplace plus ou moins notre écran. Le principal atout de cet équipement est qu'il ne nécessite aucun logiciel ni format spécifique, hormis le driver du terminal braille. Un document texte visible normalement à l'écran est retranscris automatiquement en braille sur la plage tactile. A l'inverse la frappe d'un code braille génère le code ASCII du caractère correspondant qui s'affiche normalement à l'écran. Le système offre de plus une navigation standard dans les systèmes d'exploitation classiques. Notre IUT étant entièrement équipé en réseau, nous avons ajouté une carte Ethernet HF au portable de sorte que l'étudiant soit connecté en permanence au réseau, aussi bien en cours, TD, et TP. Cette solution, déjà existante, offre d'emblée l'accès aux documents électroniques que chaque professeur aura placés sur le serveur. Le format de ces documents sera discuté plus loin mais certaines directives peuvent être trouvées sur les sites [2], [3]. De plus, l'étudiant accède aux imprimantes réseau et peut donc imprimer un document en noir pour ses comptes rendus. Le système a pourtant de nombreuses limites qu'il est bon de souligner.

D'un point de vue technique, le terminal braille n'est pas réellement vu comme un clavier et un écran. De plus le driver doit être lancé pour qu'il fonctionne. Ainsi certaines opérations restent impossibles à effectuer par le nonvoyant : le logon sous NT (aucun driver de ce type n'étant encore lancé), l'installation de certains sytèmes d'exploitation sur un ordinateur vierge, l'installation de certains logiciels, … Dans certains cas, nous avons trouvé des solutions plus ou moins satisfaisantes qui nécessitent la plupart du temps l'intervention d'un voyant. Il nous semble essentiel que cet état de fait change, des solutions techniques sont envisageables si elles sont prévues a priori, et non pas a posteriori. Coté écran, le système scanne le texte, ce qui implique la non reconnaissance des zones graphiques (comme les icônes), mais aussi la non reconnaissance de zone texte si la résolution ou la police ne sont pas correctes. Dès que l'on sort du standard, le système ne fonctionne plus correctement. Là nous n'avons pas trouvé de solutions, sinon de standardiser au maximum les présentations. Enfin la plage braille ne comporte qu'une ligne de quarante caractères. Avoir une vue globale d'un document, d'un calcul, demande un véritable effort de concentration de la part de l'étudiant. Des plages tactiles plus grandes (extrêmement chères) ne résoudraient que partiellement le problème car le toucher reste ponctuel contrairement à la vision qui autorise la "photographie globale" du document.

Ce système reste néanmoins indispensable et résout la plupart des problèmes dans l'immédiat. Les documents comportant essentiellement du texte et d'une longueur limitée ne nécessitent pas de traitement supplémentaire particulier.

Formats des documents complexes

Malheureusement, certains documents ont une structure et un contenu complexes. Parmi toutes les difficultés rencontrées, trois nous semblent majeures : les équations mathématiques, les figures, la navigation dans le document.

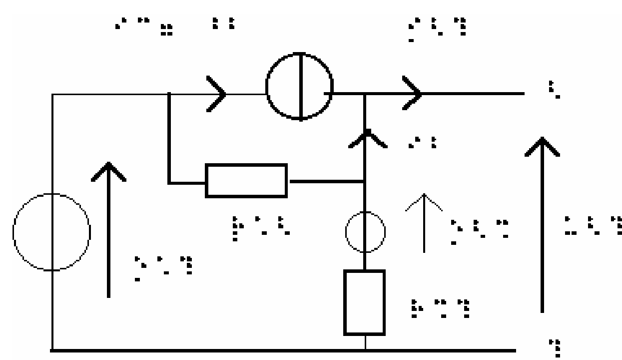
La plupart des cours ont un fort contenu mathématique (traitement du signal en est l'exemple le plus marquent) et se pose rapidement le problème des équations. Il va de soi que les éditeurs d'équations, vus comme des objets, sont inutilisables. Il existe un braille mathématique dont la syntaxe reste nébuleuse pour le professeur néophyte et demande à l'étudiant un énorme travail d'apprentissage. Bien que complète, et ayant des interfaces vers de la syntaxe latek et des fichiers vdi (mise en forme des équations mathématiques pour les voyants), la méthode est très lourde pour les deux parties. Nous l'avons expérimentée puis vite abandonnée. Finalement nous avons créé notre propre langage, plus naturel, même s'il reste limité. Voici un exemple d'une équation écrite avec un éditeur d'équation classique, puis en braille mathématique (bien que les caractères apparaissent normaux pour nous), puis dans "notre" langage. Il s'agit du calcul de la valeur efficace en électricité :

- $\sqrt{< g^2 >} = \sqrt{\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} g^2(t)dt}$
- `($$&<g*2>=&?@t1,t2,g ?t)*2dt)/ ?t2-t1)$$`
- `sprt(<g^2>)=sqrt(1/(t2- t1) * I(t1,t2)(g(t)^2*dt))`

Cela se passe de commentaires ! Nous incitons à l'utilisation d'un langage commun compréhensible par tous. La multiplicité des formats rend le dialogue encore plus difficile. L'emploi d'un langage aussi spécifique ne peut se justifier que lorsque toutes les autres possibilités ne suffisent pas à exprimer une équation. A notre niveau de formation, ce cas ne s'est pas présenté. Pour des équations relativement complexes au sens de l'écriture (présence importante d'indices muets par exemple), une description textuelle et une explication orale sont souvent indispensables : $E_n = \frac{1}{2}\sum_{i=1}^{n} q_i \sum_{k \neq i}^{j} \frac{q_k}{4\pi\varepsilon_0 r_{ik}}$ est

incompréhensible (énergie potentielle électrostatique lorsque n charges ponctuelles sont en présence). Il faut absolument décomposer la formule tout en la décrivant. L'énergie potentielle Ei créée par les n-1 charges ponctuelles sur qi vaut qi*Vi. Vi est la somme des potentiels Vk créés par chaque charge qk autre que qi, Vk=qk/4*pi*e0*rik. L'énergie potentielle totale est alors la moitié de la somme de toutes ces énergies Ei. CQFD (Ce Qu'il Fallait Décrire). Ces formules restent malgré tout, difficiles à appréhender.

Les documents comportent aussi des figures : graphe, image, tableau, courbe, schéma… Il n'y a pas de règle générale, mais tout commence par une description textuelle, la figure devient alors le support du texte et non pas l'inverse comme c'est souvent le cas. Il est difficile d'être exhaustif, tant le type d'informations contenues dans une figure peut être de nature différente. Nous allons simplement présenter quelques exemples. Mais tout d'abord se pose un problème technique : la plage braille ne peut rendre compte de la figure, une impression relief devient nécessaire. Muni d'un four relief et de feuilles thermoformables, nous pouvons imprimer des documents en relief. Là où il y a de l'encre noire, se forme un relief. Toute partie écrite nécessite cette fois ci une police braille. Nous en avons acheté une dans le commerce mais qui ne nous a pas donné entière satisfaction, pour trois raisons essentiellement : le logiciel emploie une clef de verrouillage or tous les professeurs ont besoin de celui-ci pour préparer leurs documents ; la police est en braille six points, or nous travaillons en braille informatique huit points ; le changement d'une police noir (Times par exemple) vers la police braille ne donne pas l'équivalent ! Il faut passer par une étape intermédiaire dans le logiciel spécifique. Nous avons alors pris la décision de développer nous même une police. Nos professeurs d'informatique nous ont grandement aidés dans la mise en place de l'interface braille mais aussi dans la mise au point de la police. Sur internet, les polices trouvées étaient soit incomplètes, soit d'une autre langue. Une fois cette police mise au point, le mise en forme du texte à imprimer est devenue relativement simple (de plus la police apparaît dans tous les logiciels). La seule limite est qu'elle apparaît en braille à l'écran. Ensuite, il faut d'une manière générale, dépouiller les figures, et les aérer. Le complément textuel indispensable, permet finalement une bonne lecture de l'ensemble. Par exemple, un exercice d'électronique comportant inévitablement un schéma, peut prendre la forme suivante :



Enoncé : a) Donner l'expression de i en fonction de ib.
b) Calculer la tension à vide.
c) Calculer la résistance équivalente vue entre A et B. Donner le MET vu entre A et B.
d) A.N. %b(β)=80, E=20V, Ez=12V, rz=12%O(Ω) R=470%%O(Ω).

Il est important de garder une échelle constante en ce qui concerne les épaisseurs de trait et la taille de la police braille (ici 24 points). Par railleurs, la liste des symboles doit être soigneusement étudiée puis apprise pour éviter toute ambiguïté. Là encore, dans la mesure du possible, il faut conserver les symboles utilisés par les voyants.

Pour les graphes et courbes en fonction du temps, le plus difficile est de positionner les courbes en concordance de temps. Des lignes directrices peuvent être ajoutées et les schémas doivent être soigneusement alignés. Enfin, la reproduction par le nonvoyant, d'une courbe (réponse à un exercice), nécessite une tierce personne, sauf si la courbe possède une équation mathématique ou une structure qu'un logiciel textuel peut gérer (pour les tableaux et graphes en particulier).

Le dernier point que nous aimerions soulever concerne la navigation dans le document. Nous en sommes encore à la phase de test, mais un document long, comportant de nombreuses figures, doit prévoir un système de navigation évolué. En effet, nous parcourons un cours au gré de nos besoins en faisant fréquemment des retours en arrière pour vérifier une information. Le professeur doit imaginer une partie de ce travail pour créer des liens hypertexte adéquats. C'est loin d'être facile, et l'étudiant, par son utilisation, nous renseigne sur ces besoins. Il peut d'ailleurs lui-même créer des liens avec un peu d'expérience. La première série de liens est constituée simplement d'une table des matières en début de document et des liens directs vers les chapitres. Le deuxième niveau de lien s'intéresse aux concepts clefs :

par exemple Modèle équivalent de Thévenin, Loi d'Ohm, … Une fois ce travaille effectué, l'adjonction de liens doit être parcimonieuse et en accord avec les besoins de l'étudiant.

Les TP et les appareils de mesure

Pour les TP ne faisant appel qu'à l'outil informatique, il n'y a pas de problème supplémentaire. Il faut rappeler cependant que l'étudiant réalise son TP ou son TD sur son ordinateur ; le professeur vérifie ensuite à l'écran ou fait imprimer un compte-rendu. En pratique cela demande un peu d'organisation et de rigueur mais tout le monde y trouve son compte. Il restait un problème majeur à résoudre, le pilotage des instruments de mesure, et l'utilisation des maquettes. Sur le deuxième point tout d'abord, nous avons abandonné l'idée de maquette étiquetée en braille, laissant le binôme faire le montage. Dans la réalité de son travail, il ne sera pas confronté seul à ce genre de situation, qui, de toute manière, restera sans solution. Par contre, nous avons souhaité une relative autonomie de l'étudiant par rapport au pilotage des instruments de mesure. Encore une fois, l'ordinateur propose une solution : l'interface GPIB. Cette liaison autorise le pilotage par un même ordinateur de plusieurs appareils de mesure (trente deux maximum). La mise en place est simple, et nous avons pour l'instant deux appareils, un oscilloscope numérique, et un générateur de fonctions. Là où les choses se compliquent, c'est dans le logiciel de contrôle. Ceux fournis par les fabricants sont souvent incomplets, trop complexes, spécifiques à leurs appareils, et surtout graphiques ! Finalement, comme pour la police braille, nous avons développé un logiciel propriétaire, strictement adapté à nos besoins. Il n'y a pas de graphique, l'arborescence est intuitive pour l'étudiant, et elle comprend des raccourcis claviers pour les fonctions les plus utilisées. Mais il ne suffit pas de choisir un calibre, mesurer une tension, il faut aussi interpréter les résultats et faire des mesures évoluées pas directement accessibles sur les appareils. Par exemple, une mesure de déphasage, une reconnaissance de courbe saturée ou bien encore toutes les mesures classiquement faites à l'écran. La plupart peuvent se calculer mais certaines demandent un peu plus de génie logiciel (reconnaissance de courbes en particulier), les développements sont actuellement en cours. Le logiciel est utilisé avec succès par l'étudiant et ses binômes.

PREMIER BILAN

Bilan technique

L'amélioration de l'outil informatique passe par une conception nouvelle du terminal braille. Nous pensons aussi que les grandes entreprises du logiciel doivent tenir compte de l'accessibilité aux nonvoyants dès la conception des systèmes d'exploitation et autres logiciels. Les "verrues" logicielles ne sont jamais de bonnes solutions. Les initiatives du wai vont dans ce sens mais la démarche est encore timide, pour ne pas dire inexistante. La collaboration active entre les deux parties est indispensable si l'on veut réellement développer un produit professionnel. L'attente est grande car l'informatique est une formidable ouverture pour les nonvoyants et ils ne sont pas tous des ingénieurs informaticiens. La naissance d'un outil fiable et simple est un enjeu important pour cette catégorie de la population.

Tous les problèmes ne sont pas résolus mais l'ensemble des solutions proposées semble convenir, beaucoup d'améliorations restent à apporter, en particulier sur les documents électroniques. En effet, l'adaptation des documents reste lourde et fastidieuse, et une bonne partie pourrait être automatisée, comme la traduction des équations. Certains professeurs y travaillent déjà afin de soulager ces tâches répétitives et laborieuses. Le travail sur les figures nous pousse à penser qu'une table tactile pourrait rendre de grands services mais son prix reste complètement prohibitif.

Pour les instruments de mesure, notre étudiant sera capable, dans sa vie professionnelle, d'utiliser un oscilloscope, et même des appareils plus complexes comme des réflectomètres ou analyseurs de spectres. Cependant, il est nécessaire de développer un logiciel sachant extraire et présenter les résultats des mesures sous une forme compréhensible pour le nonvoyant. Nous ne voulions pas d'une formation au rabais, en dispensant par exemple l'étudiant des TP d'électronique. Au prix d'importants efforts de part et d'autre, il a pu effectuer son contrôle de TP sans ses binômes avec l'aide de la tierce personne et le tiers temps supplémentaire (que la loi impose).

Il faut souligner l'importance de l'investissement en temps que représente ce projet pour chacun des professeurs et personnels non enseignants de l'IUT.

Enfin, cette adaptation à un coût financier en équipement et fonctionnement que le département ne peut pas prendre en charge.

Chapitre	Coût	Périodicité
Matériel informatique	5k∊	par poste
	5k∊	par site
Matériel électronique	10k∊	par poste
Fournitures	1k∊	par an
Heures d'encadrement	6k∊	par an

Tableau 2 Coûts supplémentaires induits

En ce qui nous concerne, nous avons obtenu, non sans mal, le financement nécessaire essentiellement auprès de l'université, car les organismes classiques d'aide ne donnent pas d'argent à des institutions publiques, mais financent directement la personne handicapée.

Bilan pédagogique

Nous nous rendons compte des faiblesses de notre système au fur et à mesure que l'année avance, mais

globalement il fonctionne. En termes purement scolaires, notre étudiant s'en sort bien, puisqu'il se retrouve dans le premier tiers de la promotion. Il a autant appris sur le contenu de la formation, que sur le maniement des outils. Sa capacité de conceptualisation compense en grande partie son handicap, et même s'il est moins habile sur les applications numériques, il cerne assez vite l'objectif de l'exercice (ce qui n'est pas toujours le cas de nos étudiants). Coté enseignant, nos méthodes pédagogiques ont dû s'adapter. En particulier tout le monde s'est mis à l'informatique et à la rédaction de cours et sujets sur supports informatiques. Du coup, tous les étudiants en profitent. Certains professeurs, à l'inverse très versés dans l'outil informatique, avec des cours en grande partie illustrés grace à la vidéoprojection, ont dû mettre un frein à l'utilisation trop intensive de documents visuels. Globalement, chaque professeur, chaque matière a su trouver un équilibre qui lui est propre. D'une manière générale, cette expérience nous a poussés à clarifier et extraire précisément les concepts importants de chaque cours, et à rendre les cours magistraux plus descriptifs, moins théoriques. Pour une bonne compréhension par l'étudiant nonvoyant, le silence en cours est de rigueur ce qui implique une réelle prise de conscience de la part des autres étudiants des difficultés rencontrées par le nonvoyant. Nous ne présentons pas ici le travail qu'il est nécessaire d'effectuer avec l'étudiant nonvoyant avant son entrée à l'IUT : remise à niveau et maîtrise de l'outil informatique. Cette année de préparation sera plus amplement décrite sur notre site internet [1].

S'ajoute au bilan pédagogique, une expérience sociale incontestable. L'arrivée d'un étudiant handicapé et de son chien guide, ont quelque peu changé notre environnement quotidien. La prise de conscience, au travers d'une meilleure connaissance du handicap, des besoins de ces personnes est générale tant au niveau des étudiants que du personnel. Le bilan est finalement plus que positif car toutes les parties concernées ont retiré quelque chose de cette expérience. Il reste encore de nombreux progrès à faire, mais notre première expérience reste un atout irremplaçable.

CONCLUSION

Le premier apport de ce projet est sa dimension humaine. Il a permis à chacun de se motiver autour d'un projet commun, et il implique toutes les catégories de personnel, ainsi que les étudiants. Le gain pour chacun est immense, et de nouvelles perspectives s'ouvrent pour les nonvoyants. La réussite du projet sera sanctionnée par l'obtention du diplôme par l'étudiant nonvoyant, mais surtout par son insertion professionnelle. Nous pensons qu'il faut donner confiance aux employeurs en montrant l'efficacité des ces personnes, en les aidant à mettre en place les solutions techniques, et enfin en leur rappelant les avantages financiers d'une telle embauche, ils y sont tous sensibles. Nous espérons aussi que l'expérience ne reste pas ponctuelle mais que nous puissions régulièrement accueillir une personne nonvoyante dans notre établissement. Par ailleurs, nous espérons que d'autres départements et équipes pédagogiques seront prêtes à lancer le défi après la lecture de cet article. Nous restons bien évidemment à disposition pour faire partager notre expérience, nos compétences, et nos outils. Nous espérons avoir montré que le défi pouvait être relevé pour le bien de tous, et donner envie à d'autres de faire de même.

REMERCIEMENTS

Nous tenons à remercier toute l'équipe administrative, l'équipe enseignante, vacataires et permanents, qui ont participé chacun dans leur fonction, à la réussite du projet.

Un chaleureux remerciement à Stéphane, notre étudiant nonvoyant, qui a essuyé les plâtres, mais qui nous encouragé constamment par sa ténacité, son enthousiasme, et son travail.

BIBLIOGRAPHIE

1. www.iutbeziers.univ-montp2.fr
2. www.braillenet.jussieu.fr
3. www.w3c.org/wai

4. Aiamu M., Manuel M., Casteran B, banc de TP électronique pour étudiant non voyant, rapport de projet deuxième année 1999.

5. Guiraud D., Galy J., Fraisse P., Adaptation d'un poste de travail pour étudiant handicapé visuel en filière IUT GTR, CETSIS EEA, p. 77-80, 4-5 novembre 1999.

Table Ronde

Qu'est-ce qui n'est pas une aide technique...

Jean-Claude Gabus

Jean-Claude Gabus, *directeur de la*
Fondation Suisse pour les Téléthèses (FST)
Rue des Charmettes 10B
Case postale
2006 Neuchâtel (Suisse)
No. téléphone : ++41/32.732.97.77
No. fax : ++41/32.730.58.63
Internet : http://www.fst.ch

PROVOCATION… OU VOIR LA VERITE EN FACE !

Il ne fait pas l'ombre d'un doute que la technologie peut soulager les personnes handicapées en compensant l'effet d'une ou plusieurs carences, que cela soit dans le déplacement, l'autonomie dans l'habitat ou encore l'aide à la communication et pour ne citer que ces quelques domaines.

Nous savons que l'Europe, depuis 1991, a mis à notre disposition à tous d'importants moyens pour financer nos activités de recherche dans le domaine Technologie, handicap et vieillissement (programmes Horizon, Sprint, Tide, etc…).

Si nous voulons bien voir la réalité en face, force est de constater qu'extrêmement peu de projets ont réellement abouti à une valeur ajoutée en faveur des personnes handicapées.

Ce constat est d'autant plus sérieux que, dans le domaine social en particulier, les moyens mis à disposition des personnes handicapées par les diverses assurances sociales privées ou publiques sont rarement suffisants : Dans plusieurs pays d'Europe, une personne tétraplégique devra financer elle-même un contrôle de l'environnement par exemple et une personne IMC, une aide à la communication. C'est donc un domaine particulièrement sensible.

En 1999 et au niveau européen, tout le monde se souvient que seuls 2 projets ont été retenus sur une centaine de propositions. D'aucun ont crié au scandale. D'autres, au contraire, se sont posé la question du pourquoi et ont osé se remettre en question.

En 1971, ma première aide technique était un contrôle de l'environnement, le CARBA-LINGUADUC, suivi, dans les années 70, de plusieurs aides à la communication. Depuis la création de la FST en 1982, plusieurs produits sont sortis de notre laboratoire, dont notamment HECTOR (1984 – première synthèse vocale portable, librement programmable) et JAMES (1986 –première télécommande infrarouge universelle - le contrôle de l'environnement le plus utilisé actuellement). De nos jours, la FST compte environ 10'000 clients, tant en Suisse qu'à l'étranger.

Les projets qui ont relativement du succès ont-ils quelque chose en commun ? Y aurait-il, parmi plusieurs possibilités, une manière de procéder qui favoriserait l'acceptabilité d'une nouvelle aide technique… c'est ce que je vais essayer de montrer.

Le PROCESSUS DE LA CREATION DANS LE DOMAINE DES AIDES TECHNIQUES… PAR EXEMPLE :

Dans ces quelques lignes, je souhaiterais caractériser un possible chemin parcouru par un créateur et sa “création”, de l'idée originale à la banalisation de celle-ci, soit au moment où le “consommateur” s'approprie complètement un nouveau projet et le banalise (c'est à partir de ce moment que le produit a réellement du succès).

PREMIERE ETAPE: LE “QUOI FAIRE"

Dans la plupart des situations, si l’on demande au consommateur ce qu’il souhaite avoir demain, il restera prisonnier des références de son vécu. En d’autres termes, il éprouvera une grande difficulté à (oser) imaginer l’utilité d’une nouveauté. Si le créateur présente, sur la base d’un projet ou d’un prototype, une nouvelle idée pour avoir une appréciation de l’intérêt de sa proposition, il obtiendra, dans les meilleurs cas, une confirmation, parfois partielle, du besoin pouvant être satisfait par ce qu’il propose. L'utilisateur (le créateur aussi, souvent…) confond la notion de besoin et celle de la demande générée par ce besoin. C’est cette dernière qui finalement validera le produit! Hélas, la notion de demande n’est que très rarement générée par la présentation d’une idée. Ce sont les premières applications du produit qui feront réellement naître la demande. Il y a donc prise de risque, directement proportionnelle au caractère nouveau du projet.

L’intérêt du créateur est plus orienté vers le “devenir” que dans “l’être” d’une idée ou d’un produit. Il doit créer les références nécessaires pour imaginer non seulement une nouveauté mais pouvoir également en juger l’impact. Il fait référence à l’histoire pour mieux comprendre le ”pourquoi” du présent. Le présent sera ensuite utilisé comme base d’évaluation du futur. Il sait qu’il ne doit compter, dans un premier temps, principalement que sur lui-même pour évaluer la demande qui naîtra de ce qu’il va créer.

Dans notre continent, l’intérêt des citoyens pour le produit “en devenir” n’est pas inscrit au palmarès des valeurs les plus cotées. Il y a dans le présent et dans son évolution lente et réfléchie, un confort (un réconfort?) auquel l’Homme cède peut-être plus. Je ne renie pas l’art de cultiver ces valeurs, mais je déplore que nous considérions comme incompatibles ce qu’il faut peut-être appeler “le droit à la création et à la reconnaissance des valeurs qu’elle véhicule” et la valeur de ce qui se pense, se fait, ou s’est toujours pensé et toujours fait!

DEUXIEME ETAPE: LE “COMMENT FAIRE”

Plus le caractère novateur de ce que l’on entreprend est grand, moins la référence à un savoir acquis est théoriquement possible. Dans le domaine de la création, le savoir peut avoir un côté stérilisant, il confère une sécurité et contribue à valider les options prises. Ne pas trouver, dans son propre savoir ou dans celui des autres, les références étayant un projet, peut être - avec une “bénédiction académique” - une excellente raison de ne pas entreprendre.

Le créateur doit considérer comme prioritaire non pas ce qu’il sait (ou ce que les autres savent), mais plutôt ce qu’il peut faire de ce qu’il sait. Dans ce but, faire appel à des équipes pluridisciplinaires est une des solutions. Il faut admettre également qu’une idée nouvelle émane souvent de personnes issues d’autres milieux; le cas échéant, le spécialiste sera cependant le mieux placé pour la réaliser.

TROISIEME ETAPE: LES MOYENS ET LES APPUIS NECESSAIRES

L’initiateur devra convaincre d’autres personnes du bien fondé de ce qu’il souhaite entreprendre. La grande difficulté est sa tendance initiale à minimiser les problèmes auxquels il sera confronté. Je ne crois pas qu’il s’agisse d’une manipulation de sa part, mais plutôt d’une réaction saine: si le créateur savait à l’avance l’ampleur et la nature des problèmes qu’il va rencontrer, il hésiterait, voire renoncerait à son projet. Aussi bonne que soit son idée, il ne doit pas oublier que sa valeur est fragile tant que l’ (les) autre(s) ne la partage(ent) pas!

QUATRIEME ETAPE: LA PATIENCE!

Si je me réfère aux expériences “créatives” menées par la FST, je constate qu’une nouveauté suit un processus en plusieurs étapes. A la présentation d’un nouveau produit, le consommateur crie rarement bravo! Le créateur ne doit pas s’en étonner, ne pas s’offusquer d’une réponse tiède de l’utilisateur potentiel, mais doit savoir qu’il ne pourra obtenir un jugement fiable que si une “masse critique” suffisante de tests a été entreprise. Il est préférable d’avertir ceux qui ont contribué à la réalisation du projet, même au risque d’engendrer une déception pouvant avoir de très graves conséquences.

CINQUIEME ET DERNIERE ETAPE: Y CROIRE!

Le parcours du créateur commence par une prise de risque (pour lui et pour ceux qu’il associe à son projet). Elle est suivie par une série de situations auxquelles (le doute ne cessant de l’habiter) il craint ne pas pouvoir trouver d'issues.

Le créateur doit garder confiance et méditer la définition suivante: avoir confiance en soi n’est pas occulter ses doutes, mais plutôt apprendre à les gérer! Je me dis souvent, dans les moments les plus critiques, que "bien aller, c'est lorsque l'énergie dont on dispose suffit à faire face aux emmerdements qui s’imposent..."

MAIS ENCORE…

Dire que la technologie évolue rapidement est une banalité. Dire qu’elle évolue TROP rapidement est une conviction personnelle. Cette trop rapide évolution entraîne trop souvent la perte de maîtrise du processus

de développement; l'on ne contrôle plus vraiment assez ce que l'on doit faire.

Il arrive donc qu'un projet valablement défini à un moment donné représente une réelle valeur ajoutée. L'évolution des technologies peut signifier, en cours de travail, qu'il n'y a plus réellement de valeur ajoutée. Dans ce cas, il FAUT oser modifier ou, le cas échéant, arrêter un projet.

DEUX EXEMPLES
Voici deux projets illustrant ce qui précède. Je n'hésite pas à les décrire, sachant que je m'expose à une nécessaire critique issue de la distance qui peut séparer une approche jugée idéale de la réalité et de ces contraintes.

1ER EXEMPLE, LE PROJET B.A.BAR:
Parmi les nombreux éléments dont la maîtrise est nécessaire à l'usage de la communication en général et verbale en particulier, il faut, en amont du projet B.A.BAR, rappeler au moins les trois conditions suivantes:

• savoir nommer...

"Mettre un mot sur les choses" ou être en mesure d'établir et d'utiliser (corréler) le lien entre un concept et sa correspondance verbale; être simplement en mesure de nommer les choses...

Chacun de nous a, dans des mesures cependant et heureusement acceptables, l'expérience de la rupture de ce lien. "J'ai le mot sur le bout de la langue, mais ne le trouve pas..." En tant que rééducateur du langage auprès de personnes handicapées, il n'est malheureusement pas rare de constater ce même phénomène dans une ampleur telle que l'usage de la langue devient pratiquement impossible.

• donner le sens...

Pour améliorer la communication des personnes sans langage verbal, il est souvent fait appel à des tableaux de communication. Parmi les possibles freins à leur apprentissage et utilisation, l'aspect polysémique des pictogrammes, photos et autres symboles est l'un des obstacles difficiles à franchir. La polysémie du symbole rend l'apprentissage difficile, une convention sur le sens du pictogramme devant faire intégralement partie de la connaissance nécessaire à une communication de qualité. De même, cette possible interprétation sur le sens entraîne une difficulté à bien se comprendre ou de se comprendre tout simplement.

• bien s'entendre...

Il ne s'agit pas là de relations humaines.... mais de perception auditive! Lorsque nous écoutons un enregistrement de notre propre voix, nous sommes surpris par certaines caractéristiques personnelles telles que notamment notre intonation et notre accent!

Ce phénomène peut prendre des proportions très importantes. En effet, il n'est pas rare qu'une personne souffrant d'une forte dysarthrie soit convaincue que les mots qu'elle prononce le soient correctement alors que, en réalité, la déformation est importante. Dans ce cas, corriger sa prononciation est pratiquement impossible.

Plus précisément, le projet B.a.Bar:

Pour qui: Pour les personnes ne pouvant pas ou mal s'exprimer verbalement, souffrant par exemple d'aphasie (essentiellement des personnes âgées), d'autisme, de handicap mental ou physique.

Pourquoi:
- Rappeler inlassablement le mot qui correspond à un objet concret (qu'il soit en trois dimensions ou représenté graphiquement) ou à un concept abstrait.
- Permettre de faire "parler" un tableau de communication afin de donner le sens et d'enlever l'aspect polysémique du pictogramme ou du symbole.
- Donner un feed-back qui permet d'entendre le mieux et le plus juste possible sa propre

production verbale et, le cas échéant, de se corriger soi-même!

Comment: En développant une aide technique "PARLANTE" dont la force est dans sa simplicité de manipulation, sa souplesse d'utilisation et dont le prix, relativement aux "machines parlantes" actuellement sur le marché, devrait être généralement plus bas, sans oublier une approche thérapeutique accessible notamment au domicile de l'utilisateur.

Technique: Ces traits verticaux d'épaisseurs variables permettent de coder optiquement une multitude de produits que l'on trouve par exemple dans les grandes surfaces.
B.A.BAR propose un carnet contenant jusqu'à 10'000 étiquettes autocollantes contenant chacune un code-barre; il suffit de les coller sur le tableau de communication, le livre ou l'objet auquel l'on souhaite "donner la parole", présenter B.A.BAR devant le code qu'il voit pour la première fois et d'enregistrer le contenu vocalement. Ensuite, chaque fois que B.A.BAR "verra" ce même code, il en prononcera le contenu correspondant enregistré (numériquement). B.A.BAR s'adapte à son environnement, et non le contraire.

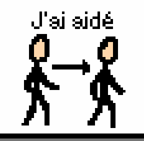
Ergonomie: B.A.BAR requiert malheureusement la possibilité de le manipuler. Il n'est dès lors pas accessible pour des personnes présentant un lourd handicap physique. Pour ces personnes, l'usage d'aides techniques plus sophistiquées s'avère nécessaire.

Applications: **savoir nommer...**

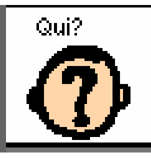
Un code-barre peut être posé sur les objets se trouvant dans notre environnement. Cette opération réalisée, ils deviennent "parlant"; ils rappelleront inlassablement leur nom chaque fois que l'on pose B.A.BAR sur leur code.

Applications: **donner le sens...**

Le tableau de communication que l'on montre généralement avec le doigt devient "parlant", permettant ainsi à la personne handicapée d'apprendre elle-même la signification des éléments du tableau et de s'adresser à des interlocuteurs ne connaissant pas le sens du tableau. Les objets dont on a oublié le nom peuvent le rappeler! Une prononciation incorrecte non perçue devient tout à coup claire et permet au sujet de se corriger lui-même!







Exemple d'un extrait de tableau avec ses codes-barres

Applications: **bien s'entendre...**

Lorsque l'on fait l'opération d'enregistrer un mot ou une phrase, B.A.BAR restitue ce qu'il a entendu immédiatement. La référence de ce que l'on doit prononcer peut être sous un code-barre, ce que l'on vient de prononcer est automatiquement reproduit UNE fois, autant de fois si l'on utilise le code spécial "ECHO".

Résultats: Depuis le mois d'octobre 1998, trois prototypes de B.A.BAR ont

été évalués dans trois institutions pour enfants IMC, une école pour enfants autistes, un cabinet de logopédie, l'Hôpital de l'Ile à Berne ainsi que le CHUV à Lausanne. Les résultats sont suffisamment encourageants pour envisager, dès mai 2000 et durant une année, une évaluation systématique sur la base d'une centaine de cas suivis par plus de vingt équipes.

2EME EXEMPLE: LE PROJET QUOVADIS//

Pour qui:
Une part malheureusement importante de notre population âgée souffre de la maladie d'Alzheimer.

Pourquoi:
Parmi les troubles liés à la démence, la désorientation peut entraîner le confinement des personnes désorientées dans des espaces fermés. Il s'agit de réaliser et d'évaluer un système technique permettant de maintenir les lieux de soins sélectivement ouverts (de la chambre aux 15 hectares du domaine, ceci pas à pas) afin, pour la personne démente :

- d'améliorer sa qualité de vie en répondant mieux à ses besoins,
- de déterminer quel espace elle est en mesure de gérer,
- d'évaluer si certaines de ses capacités sont suffisantes, la possibilité d'un transfert vers un établissement ouvert ou un retour à domicile,
- de faciliter la vie commune dans une structure d'hébergement

Comment:
Port, par les pensionnaires, le personnel et les visites, d'un badge (carte à puce) qui peut être détecté et identifié par des détecteurs installés (portée de 0.5 à 3 mètres) devant les différentes portes d'accès (portes extérieures, portes d'ascenseur, portes des sous-unités de soins, portes des chambres).

L'ensemble des éléments (une quarantaine de portes ou de zones extérieures) est en réseau, permettant ainsi un suivi objectif et statistique de l'évolution des pensionnaires. Pour pouvoir détecter la présence d'une personne devant une porte située à côté d'une autre, la précision est, dans certains cas, d'une vingtaine de centimètres; c'est un des défis technologiques de ce projet.

Où:
La FST expérimente son installation dans le cadre du Centre de Psychiatrie Gériatrique (CPG) de l'Hôpital Psychiatrique Cantonal de Perreux (NE). Le système peut être installé sur d'autres sites, moyennant une étude et une adaptation particulière.

Last but not least…

Il nous semble indispensable d'associer une dimension éthique à ce projet, sous la forme d'une charte que voici :

La surveillance électronique des personnes errantes...

1. Doit contribuer au maintien de la personne errante dans son environnement familier.
2. Doit augmenter ou préserver la liberté de la personne.
3. Doit améliorer ou préserver la relation entre la personne errante et son entourage.
4. Doit être acceptée par la personne et son entourage. Cette décision est révocable.
5. Doit respecter la dignité de la personne.

CONCLUSION

Dans le domaine "technologie et social", créer, c'est se rappeler que **l'important n'est pas la performance technologique, mais l'aptitude de l'homme à en faire usage**. Créer, c'est comme dans bien d'autres domaines, devoir assumer de temps à autre certains échecs pouvant même momentanément compromettre la carrière du créateur.

Créer, c'est bien sûr et avant tout un plaisir, celui de constater finalement qu'une idée nouvelle s'est banalisée, que le consommateur se l'est totalement appropriée.

Créer, dans le domaine des aides techniques, se résume peut-être à une phrase:

Concilier HighTech, éthique et tact!

Index des auteurs

Juin 2000
AACCESS Reprographie
15 rue des dames
75017 PARIS
tél : 01 42 94 80 08